



UNIVERSITAT AUTONOMA DE BARCELONA

Facultat de Ciències

Departament de Física

**METODES DIGITALS PER LA DETERMINACIO DEL VOLUM DEL
VENTRICLE ESQUERRE EN IMATGES GAMMAGRAFIQUES.**

JOSEP PLADELLORENS I MALLOFRE





UNIVERSITAT AUTONOMA DE BARCELONA

Facultat de Ciències

Departament de Física

**METODES DIGITALS PER LA DETERMINACIO DEL VOLUM DEL
VENTRICLE ESQUERRE EN IMATGES GAMMAGRAFIQUES.**

Memòria de treball presentada
per en Josep Pladellorens i
Mallofre a la Universitat
Autònoma de Barcelona per a
l'obtenció del títol de Doctor
en Física.

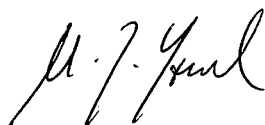
Bellaterra, Maig de 1992.

Na Maria J. Yzuel Giménez, Catedràtica d'Òptica de la Universitat Autònoma de Barcelona,

Certifica:

que Josep Pladellorens i Mallofre, llicenciat en Ciències Físiques, ha realitzat sota la seva direcció i al Departament de Física de la Universitat Autònoma de Barcelona, el treball: "Mètodes digitals per la determinació del volum del ventricle esquerre en imatges gammagràfiques", que es recull en aquesta memòria per optar al grau de Doctor en Ciències Físiques.

I per que consti d'acord amb la legislació vigent, firmo aquest certificat a Bellaterra a 5 de maig de 1992.



AGRAIMENTS

Agraeixo a la Dra. M.J. Yzuel, per la direcció d'aquesta tesi i el seu constant recolzament.

Al Grup d'Optica del Departament de Física de la Universitat Autònoma de Barcelona per la seva amable acollida.

A l'Escola Universitària d'Optica i al Departament d'Optica i Optometria, pertanyents a la Universitat Politècnica de Catalunya que m'han permés compaginar l'estada a l'Escola amb la realització d'aquesta tesi.

Al Centre de Tractament d'Imatges de la Universitat Autònoma de Barcelona, a Juan José Villanueva, a Joan Serrat i en particular a Joan Masoliver per haverme acollit i haverse interessat pel projecte.

Al Departament de Medicina Nuclear de l'Hospital de la Vall d'Hebron, al Dr. Domingo Ortega Alcalde, als experts Santiago Aguadé Bruix i Manuel Fraile López-Amor que han col·laborat en el projecte i fonamentalment al Dr. Joan Castell Conesa per la seva invaluable col·laboració.

Al Departament d'Ensenyament de la Generalitat de Catalunya per l'ajut rebut dins de les accions complementàries de les universitats catalanes per la promoció de la finalització de tesis doctorals dels seus professors titulats d'escoles universitàries (D.O.G. 19 d'abril de 1991).

Aquest treball a rebut l'ajut de la Comissió Interdepartamental de recerca i Innovació tecnològica (CIRIT), durant l'any 1989, dins del programa d'ajuts a projectes de recerca d'investigadors joves.

També ha estat finançat parcialment per la Comissió Interministerial de Ciencia y Tecnología, dins del projecte ROB90-0887-C02-01.

INDEX

	Pàgina
1. INTRODUCCIO	1
1.1. La gammagrafia	2
1.1.1 Descripció de la càmera Anger	2
1.1.2. Sistema coll·limador i detector	
1.1.3. El calculador analògic de coordenades i analitzador de l'alçada del pols	6
1.2. Anatomia i fisiologia cardíaca	7
1.2.1 Anatomia del cor	7
1.2.2 Visió del cor des de diferents punts de vista	9
1.2.3. Fisiologia del cor	10
1.3. El sistema de tractament d'imatges	13
1.4. Objectius d'aquest treball	16
2. Mètodes de determinació del volum del ventricle esquerre	18
2.1. Introducció	18
2.2. La imatge ultrasònica	18
2.3. La imatge radiogràfica	19
2.4. La imatge nuclear	21
2.4.1. La ventriculografia en equilibri	21
2.4.2. Marcatge dels hematíes	23
2.4.3. Mètodes de mesura del volum del ventricle esquerre utilitzant ventriculografia isotòpica	25
3. Determinació de contorns	31

3.1. Determinació manual	32
3.2 Determinació semiautomàtica i automàtica	32
3.2.1. Mètodes basats en l'histograma	33
3.2.2. Mètodes freqüencials	33
3.2.3. Mètodes basats en el gradient	34
3.2.3.1. Mètode de Vanderbilt	37
3.2.3.2. Mètode de Hawman	39
4. Morfologia matemàtica	46
4.1 Introducció	46
4.2 Idees bàsiques	48
4.2.1 El reticle complet	48
4.2.2 L'element estructurant	49
4.2.3 Operacions bàsiques sobre el reticle	50
4.3 Propietats bàsiques	52
4.4 Morfologia euclidiana	54
4.5 Morfologia amb nivells de gris	60
4.6 Altres operacions morfològiques	63
5. Restauració	69
5.1 Introducció	69
5.2 El problema general de la restauració	71
5.2.1. Procés de formació de les imatges	72
5.2.2. Deconvolució.	73
5.2.3. Deconvolució en presència de soroll.	74
5.2.3.1. Determinació de la funció de transferència del sistema.	77
5.2.3.2. Determinació del espectres de potència de l'objecte i del soroll	77

6. Resultats	79
6.1. Característiques de les imatges i forma de captació	79
6.1.1. Imatges cardiaques reals	79
6.1.1.1. Els paràmetres obtinguts i la seva relació respecte del mètode de Links	79
6.1.1.2. Equip utilitzat en l'obtenció de les imatges.	81
6.1.1.3. Mètode de marcatge de la sang.	83
6.1.2. Imatges procedents d'un model o "phantom".	83
6.1.2.1. El model. Forma i construcció.	83
6.1.2.2. Dilució de l'isòtop el "ventricle" i en el cilindre.	85
6.1.2.3. Paràmetres obtinguts en les proves realitzades amb el model.	86
6.1.2.4. Determinació del volum de l'el·lipsoide a través de les imatges.	87
6.2. Estudi de les imatges reals basat en la determinació de contorns i de fons realitzats per experts.	87
6.2.1. Elecció d'experts.	88
6.2.2. Realització dels contorns.	88
6.2.3. Resultats obtinguts.	88
6.2.4. Anàlisi dels resultats obtinguts pels experts.	108
6.2.5. Comparació entre els volums obtinguts pels experts i els volums obtinguts mitjançant ventriculografia de contrast.	112

6.3. Aplicació del mètode de Hawman.	113
6.3.1. Aplicació a les imatges generades pel model.	113
6.3.1.1. Càlcul de les imatges primera i segona diferència.	113
6.3.1.2. Composició de les dues imatges i determinació del contorn.	115
6.3.1.3. Contorns i comptes obtinguts. Comparació amb els valors reals.	118
6.3.1.4. Elecció del fons.	119
6.3.1.5. Càlcul dels volums dels el·lipsoides.	123
6.3.2. Aplicació a imatges de malalts reals.	127
6.3.2.1. Dificultats que sorgeixen en alguns casos.	128
6.3.2.2. Comparació dels contorns obtinguts amb els contorns delimitats per experts.	128
6.3.2.3. Anàlisi dels resultats obtinguts.	135
6.3.2.4. Conclusions del mètode de Hawman.	136
6.4. El mètode morfològic.	137
6.4.1. Filtrat previ.	137
6.4.1.1. El filtre de mitjana.	140
6.4.1.2. Aplicació del filtre de Wiener.	140
a) Obtenció de les funcions necessàries pel càlcul del filtre.	140
b) Determinació de funcions en una direcció radial.	144

c) Càlcul del filtre de Wiener en una direcció.	145
d) Construcció del filtre bidimensional.	148
e) Resultats obtinguts.	148
6.4.2. Aplicació del mètode morfològic.	150
6.4.2.1. Càlcul de les zones d'influència.	150
6.4.2.1.1 Algoritme per determinar els canals.	152
6.4.2.1.2 Cas especial.	156
6.4.2.2. Selecció de la regió corresponent al ventricle esquerre.	156
6.4.2.2.1 Centre de massa.	156
6.4.2.2.2 Màxim del ventricle esquerre.	157
6.4.2.2.3 Modificacions del algorisme inicial.	157
6.4.2.3. Extracció del contorn del ventricle esquerre.	160
6.4.2.3.1. Paràmetres utilitzats per l'extracció del contorn.	160
6.4.2.3.2. El gradient morfològic.	161
6.4.2.3.3. Operacions complementàries.	161
6.4.2.4. Càlcul del fons.	161
6.4.2.4.1 Importància del fons en el càlcul del volum.	161
6.4.2.4.2 Càlcul del fons utilitzant la morfologia matemàtica.	162
6.4.2.5. Resultats obtinguts amb el model.	163

6.4.2.6. Anàlisi dels resultats.	169
6.4.2.7. Resultats obtinguts amb imatges de malalts.	172
6.4.2.7.1 Comparació dels resultats obtinguts amb el mètode morfològic amb els resultats obtinguts pels experts en comptes totals, fons i comptes nets.	172
6.4.2.8. Anàlisi dels resultats.	186
6.4.2.9. Comparació del mètode morfològic amb el mètode de Hawman.	187
7. Conclusions.	
8. Bibliografia.	

Capítol 1. *INTRODUCCIO*

El progrés dins el camp del tractament digital d'imatges ha donat com a resultat l'aplicació de aquestes tècniques a un nombre creixent d'àrees, entre les que s'hi troba la de la imatge mèdica. L'aplicació d'aquestes tècniques al camp de la medicina ha donat importants resultats. El metge pot explotar gràcies a les tècniques digitals les informacions contingudes a les imatges.

El treball que aquí desenvolupem es basa en una de les tècniques utilitzades en cardiografia, la gammagrafia cardíaca, la qual permet obtenir imatges digitals del cor. Considerarem primer diferents aspectes com són la obtenció de les imatges gammagràfiques del cor, l'anatomia i fisiologia cardíaca i el sistema de tractament d'imatges utilitzat.

1.1. La gammagrafia.

Els mètodes radiològics permeten obtenir imatges anatòmiques gràcies a la presència d'una font externa de radiació. Si en lloc de ser externa, aquesta font és interna i podem seguir el seu curs obtindrem informació del que passa al interior del organisme. A 1913, és a dir quinze anys després del descobriment de la radioactivitat per Becquerel, el químic d'origen hongarès Hevesy va demostrar que es poden seguir des de l'exterior les radiacions emeses des de un òrgan per una substància radioactiva introduïda al organisme. La dificultat

està en captar aquesta radiació. Va ser necessari el desenvolupament dels mesuradors de radioactivitat tipus Geiger-Mueller cap el 1920 i el descobriment a 1934 per F. i I. Joliot-Curie de la possibilitat de fabricar nous isòtops radioactius amb períodes de semidesintegració curts, que no es troben normalment a la natura perquè l'utilització dels radiotracadors fos operacional.

Els radioelements emissors de raigs γ són detectats després de ser administrats al pacient a través d'una injecció, sigui en forma lliure o bé acoblats a certes molècules amb afinitat per un òrgan determinat. Els raigs γ són detectats des de l'exterior del organisme per un dispositiu, que forma imatges dels òrgans que emeten raigs γ i nomenat gammacàmera, perfeccionada el 1958 per Hal Anger (Anger, 1958).

1.1.1. Descripció de la gammacàmera tipus Anger.

Una gammacàmera tipus Anger (Fig.1) està constituïda essencialment per:

- Un cap que conté el sistema col·limador i detector
- Un calculador analògic de coordenades que permet una representació topogràfica.

1.1.2. Sistema col·limador i detector.

Col·limadors

Es el sistema formador de la imatge. Mitjançant l'ús del col·limador

fem que solament els raigs que van en la direcció que permet

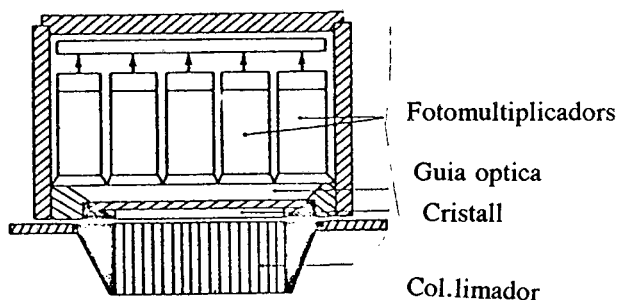


Figura 1. Cap amb el sistema col·limador i detector d'una gammacàmera tipus Anger.

l'estructura del col·limador arribin al detector. La resta de raigs són absorbits. Per tant només una part dels fotons útils passen a través del col·limador i arriben al detector. Els col·limadors són fets de metalls pesats , normalment plom. Hi ha diferents tipus de col·limadors, depenent de la forma.

Col·limador de forats paral·lels

El col·limador de forats paral·lels és el que dona la millor resolució espacial i eficiència de detecció (Yzuel, 1982), i és el tipus usat normalment. Consisteix en una placa de plom gruixuda amb forats

paral·lels. El grossor de la placa dependrà de l'energia dels raigs gamma, de manera que els col·limadors es classifiquen com de baixa energia (fins a 200 Kev), mitjana energia (200 a 400 Kev) i col·limadors d'alta energia (més de 400 Kev).

La resolució espacial dels col·limadors depèn de la mida i longitud dels forats. Un col·limador amb forats estrets té millor resolució espacial però té poca sensibilitat. En canvi un col·limador amb forats amples tindrà més sensibilitat però poca resolució espacial.

En col·limadors de forats paral·lels la resolució espacial és màxima quan el col·limador està just sobre l'emissor i va disminuint a mesura que la distància font-càmera va augmentant, però la mida de la imatge projectada no varia amb la variació de la distància font-col·limador.

Col·limadors convergents i divergents

Els col·limadors convergents tenen els forats convergent cap un eix central produint una magnificació, mentre que els col·limadors divergents produeixen una reducció de la imatge. Els col·limadors convergents i divergents també produeixen una distorsió significativa de la imatge.

Detectors de centelleig

Alguns materials emeten llum o centelleig quan els hi arriba una radiació ionitzant. Aquests materials es diu que són centellejadors. El detector de centelleig més usat és el de cristall de iodur de sodi activat

amb tali. En la càmera Anger, aquest cristall té un diàmetre que va entre 25 i 50 cm i un gruix que va entre 6 i 13 mm. Les característiques de la seva xarxa cristal·lina quan s'hi introdueix tali fan que emeti llum a temperatura ambient. L'absència de tali fa que es produeixi el centelleig solament a la temperatura del nitrògen líquid. Quan un fotò γ que ha passat pel col·limador arriba al cristall, es produeix l'emissió de fotons de llum (normalment després d'una sèrie d'interaccions Compton). Es produeix un fotò cada 30 ev d'energia del raig γ incident. Aquests fotons tenen massa poca energia per ser detectats i per tant s'els multiplica mitjançant un tub multiplicador.

El tub fotomultiplicador.

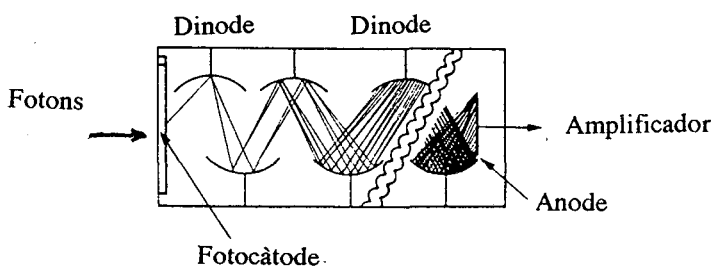


Figura 2. Tub fotomultiplicador

Com es veu a la figura (Fig. 2), el tub fotomultiplicador consisteix en un fotocàtode i una sèrie de plaques, normalment 10 o 12,

anomenades dínodes. Cada dínode és mantingut a un potencial successivament més alt (aproximadament 100 V.). Per cada 3 a 10 fotons de llum que arriben al fotocàtode, es desprèn un electró, que s'anomena fotoelectró. Els electrons que surten del fotocàtode són accelerats cap el primer dínode, donant com a resultat el desprendiment de varis electrons secundaris. Aquesta multiplicació d'electrons es repeteix en tots els dínodes fins que un pols final d'electrons és recaptat al ànode amb un factor multiplicatiu de 10^6 a 10^7 . Ja que la multiplicació d'electrons és una funció molt sensible de la diferència de potencial, és molt important tenir una diferència de potencial constant.

Etapa amplificadora.

El pols que obtenim és encara massa petit i cal que sigui amplificat. Aquesta amplificació es fa mantenint la linealitat, és a dir la relació entre el pols de sortida i l'energia dipositada en el detector de cristall.

1.1.3 El calculador analògic de coordenades i analitzador de l'alçada del pols.

Per determinar la posició d'origen de cada raig γ , la gammacàmera Anger disposa d'un conjunt de fotomultiplicadors en forma exagonal que constitueixen un calculador analògic de coordenades que permet determinar la posició X-Y de l'origen dels raigs γ , i per tant permet

situar en una pantalla la distribució dels raigs γ rebuts, donant per tant una imatge. Alternativament aquesta imatge es pot guardar en memòria prèvia una conversió analògica-digital. De tots els polsos provinents de la interacció dels raigs γ amb el cristall, és necessari seleccionar solament aquells que provenen de la absorció total del fotò γ . Per obtenir polsos quina amplitud sigui proporcional a l'energia del fotò γ detectat, cal sumar el senyal provinent dels fotomultiplicadors, el resultat es fa passar per l'analitzador d'alçada de pols que és un instrument electrònic que permet comptabilitzar solament els polsos corresponent a un sector seleccionat d'energia. El sector d'energia es anomenat finestra i pot ser elegit com un percentatge del pic d'energia.

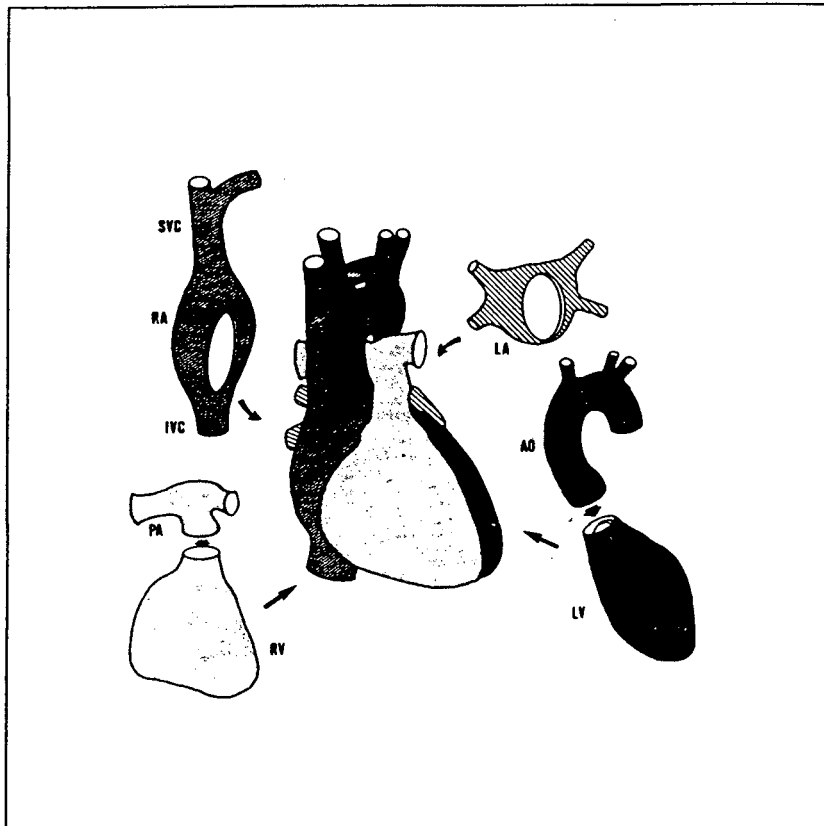
1.2. *Anatomia i fisiologia cardíaca bàsica.*

Una breu descripció de l'anatomia i fisiologia cardíaca bàsica es presenta com a base per l'investigació que s'exposa en aquesta tesi.

1.2.1 *Anatomia del cor.*

El cor està compost per quatre cambres (Taure, 1966)(Fig. 3): l'aurícula i el ventricle drets i l'aurícula i el ventricle esquerre. Les parets septals separen l'aurícula dreta de l'esquerre, i el ventricle dret de l'esquerre. La vàlvula tricúspide permet el pas de sang entre l'aurícula dreta i el ventricle dret i la vàlvula mitral compleix la mateixa funció entre l'aurícula i el ventricle esquerre. El curs de la sang en el cor és des de l'aurícula dreta al ventricle dret, d'aquí als

pulmons i d'aquests a l'aurícula esquerra i finalment al ventricle esquerre.



LV = Ventricle esquerra

AO = Aorta

LA = Aurícula esquerra

IVC = Vena cava inferior

SVC = Vena cava superior

RA = Aurícula dreta

RV = Ventricle dret

PA = Arteria pulmonar

Figura 3. Anatomia del cor

La sang abandona el ventricle esquerre a través de la vàlvula aòrtica, tornant de aquesta manera a la circulació arterial a través de la aorta ascendent. Dues branques que s'originen prop de la base de la aorta ascendent formen les artèries coronaries esquerra i dreta, que reguen el miocardi. El cor està situat en forma obliqua dins de la cavitat toràctica, la part basal està orientada cap amunt, cap endarrera i cap la dreta del cos, mentre que la part apical està orientada cap avall, cap endavant i cap l'esquerra del cos. Un terç del cor es situa aproximadament a la dreta i els altres dos terços a l'esquerra del pla mesial, (que defineix les parts dreta i esquerra del cos). Les aurícules i una part dels ventricles dret i esquerre constitueixen la cara anterior del cor, mentre que la cara posterior la constitueix les restes dels ventricles dret i esquerre reposant aquesta última sobre el diafragma (Fig. 3)

1.2.2 Visió del cor des de diferents punts de vista

Tres punts de vista son normalment considerats, quan prenem imatges gammagràfiques del cor.(Fig 4)

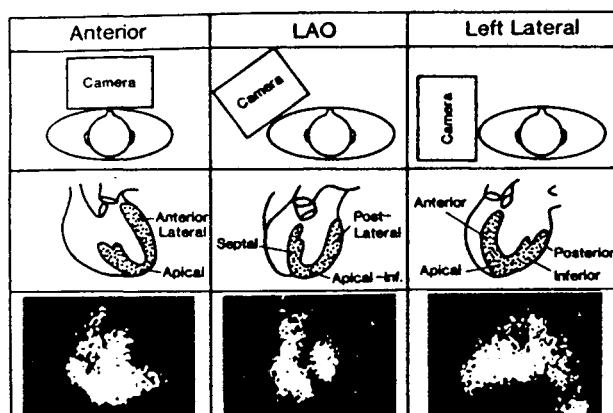


Figura 4. Visió del cor des de diferents punts de vista.

a) Projecció anterior o lleugerament obliqua anterior dreta (Right anterior oblique view, RAO view). Aquesta projecció situa els segments anterior-lateral i apical del ventricle esquerre en els límits de la silueta cardíaca.

b) Projecció lateral esquerra (Left lateral view, LL view), que mostra els segments posterior, inferior, apical i anterior. Depenent de la orientació del cor dins del tòrax, una lleugera obliqüitat anterior o posterior pot optimitzar aquesta projecció.

c) Projecció obliqua anterior esquerra (Left anterior oblique view, LAO view). Es la millor per obtenir la separació entre els ventricles dret i esquerre. Normalment és de 40° respecte a la normal. Degut a la bona separació que es produeix entre els ventricles és la projecció utilitzada per avaluar la funció ventricular esquerra. Aquesta projecció mostra els segments posterolaterals, inferoapicals i septals, i també gran part del ventricle dret. Les aurícules dreta i esquerra sovint oculten part dels ventricles. Per minimitzar aquest efecte és necessari un gir vertical de la gammacàmara, desgraciadament aquest gir provoca un augment de la distància de la gammacàmara, provocant una pèrdua de resolució.

2.3. *Fisiologia del cor.*

La contracció rítmica del miocardi s'inicia amb un estímul elèctric, generat en el mateix cor, en el node sinoatrial. El pols elèctric produeix una despolarització auricular, i de aquí una contracció auricular. L'ona de despolarització es conduïda als ventricles només

a través del node atrio-ventricular, i després d'un breu retard. Aquest retard permet la càrrega de sang del ventricle abans de la contracció. La transmissió ràpida del pols a través del sistema de His-Purkinje, permet que la contracció ventricular sigui al uníson i per això més potent. L'activitat elèctrica del cor es pot visualitzar en un electrocardiograma.

L'ona QRS del electrocardiograma (ECG)(Fig.5), indica l'inici de la despolarització ventricular. Altres punts importants, són el punt P indicant la despolarització auricular, i el punt T que indica la

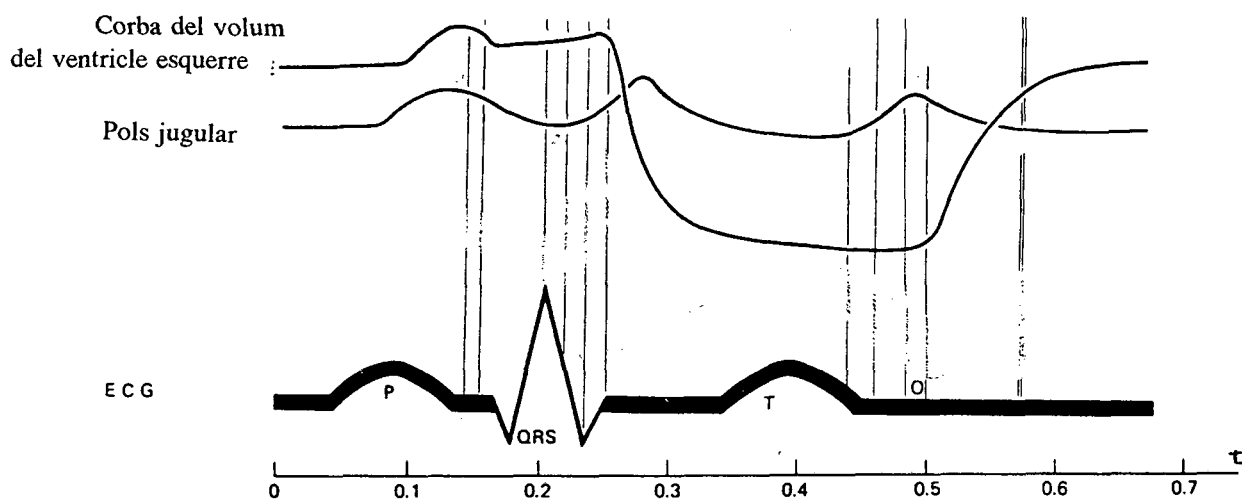


Figura 5. Electrocardiograma

repolarització ventricular. L'electrocardiograma és un potent indicador de la funció cardíaca, ja que una activitat elèctrica anormal afecta directament al ritme de la contracció del miocardi.

Els períodes de contracció i relaxació miocàrdica es denominen sístole

i diàstole, respectivament. Durant el diàstole ventricular, la vàlvula mitral que està entre l'aurícula i el ventricle esquerre, s'obra permetent l'emplenat del ventricle, mentre la vàlvula aòrtica romà tancada. Durant el principi del sístole ventricular, ambdues vàlvules permaneixen tancades, produint una contracció isovolumètrica. La pressió en el ventricle esquerre creix durant aquest temps fins que s'obra la vàlvula aòrtica. El principi del diàstole inclou un període de relaxació isovolumètrica. Existeix una perfecta interacció entre les pressions dels vasos i de les cambres, la contracció i relaxació del miocardi i les obertures i tancaments de les vàlvules. La pressió dels vasos i de les cambres pot ser controlada, aquesta dada, unida al electrocardiograma ens permet detectar qualsevol desviació de la normalitat.

Dels diferents paràmetres descrits per valorar la funció del ventricle esquerre, com són el volum màxim, la variació de la pressió al llarg del temps, la pressió telediastòlica, etc., el més utilitzat és la fracció d'ejecció que és igual al volum ejectat partit pel volum telediastòlic, i expressa la part del volum telediastòlic que s'expulsa del ventricle esquerre en cada batec. Encara que el valor de la fracció d'ejecció està influenciat per factors extramiocàrdics (freqüència cardíaca, precarga i postcarga) el seu valor és un índex del estat de contractilitat del muscle cardíac. Els valors normals de la fracció d'ejecció del ventricle esquerre oscil·len al voltant del 65%. Determinar el volum del ventricle esquerre en les seves fases de moviment i en definitiva

de la fracció d'ejecció és l'objectiu d'aquesta tesi mitjançant la determinació de contorns en imatges gammagràfiques del cor.

1.3. *El sistema de tractament d'imatges.*

Aquest treball ha estat realitzat en col·laboració amb el Centre de Tractament d'Imatges de la Universitat Autònoma de Barcelona, i s'ha utilitzat per treballar amb les imatges un ordinador Microvax i un sistema de tractament d'imatges VINIX versió Unix de Vicom/Vdp. Les imatges gammagràfiques obtingudes gràcies a l'amabilitat del Servei de Medicina Nuclear del Hospital de la Vall de Hebron, varen ésser introduïdes en el Microvax i posteriorment traslladades al VINIX.

El VINIX és el resultat de combinar un ordinador d'utilització general i elements dedicats al tractament d'imatges, que estan inclosos dintre una estructura modular i orientada per bus. Això permet executar algorismes relativament complexos mitjançant una seqüència d'operacions pixel a pixel, de veïnatge i geomètriques. Com ordinador d'utilització general disposa de un processador Motorola MC68020 i un sistema operatiu Unix que permeten al que l'utilitza desenvolupar les seves aplicacions.

Referent a l'estructura Vicom/vdp, la part de tractament d'imatges es compon de quatre mòduls: adquisició, emmagatzematge, tractament i visualització. La part més important de les operacions es realitza mitjançant el Pipeline Image Processor, on un processador de punt i un array processor executen una seqüència de primitives que

composant l'operació desitjada. Gran part de les operacions necessiten un cicle del Pipeline processor, que dura al voltant d'una tercera part de segon (per exemple una convolució amb una matriu 3x3).

L'enmagatzematge de les imatges es pot fer de manera externa (disc o banda magnètica) o bé en memòria d'imatge (RAM). La configuració disponible de VINIX és de quatre plans d'imatges, cada un de 512x512 pixels ,de 16 bits de profunditat. Aquests bits es divideixen en quatre grups de 4 bits cada un. Les dues primeres parts contenen el nivell de gris en complement a dos, la tercera s'utilitza durant les operacions per obtenir una millor precisió i la quarta conté els diferents nivells gràfics que es sobreimposen a l'imatge. El nombre de nivells de gris possibles és de 128.

Des del punt de vista del software hom té accés a un paquet multinivell nomenat Vicom Image Processing Software (VIPS) que s'encarrega de realitzar la interfase entre l'operador i les comandes de tractament d'imatges (tres nivells per tres modes de treball de l'operador). A un nivell superior es troba el CIM o mòdul intèrpret de comandes que permet introduir de forma interactiva un grup de comandes. En el segon nivell es troben les llibreries d'aplicació formades per les rutines que implementen les comandes i que poden ésser cridades des de un programa en C, Fortran o Pascal. Des d'un d'aquests programes es pot accedir també a les imatges punt per punt podent-se així desenvolupar noves rutines.

En el Microvax s'efectuen els treballs llargs sobre les imatges per no

saturar el sistema Vnix on les imatges es carreguen en memòria. Sobre el Microvax es troba instal·lat el paquet de rutines Visilog que estan integrades en un intèrpret, per acomplir aquesta funció hi ha instal·lat en el Microvax una placa d'adquisició b/n Imaging FG-100 que té les característiques següents:

Memòria d'imatge 1024x1024x12 bits

Adquisició B/N 512x512x12 bits

Visualització 512x512x12 bits

Llibreries de rutines per imatges

Aquest paquet de rutines és també accessible des dels programes en C o en Fortran. Permet treballar directament des del disc simplificant així les limitacions de visualització, des de l'intèrpret es possible crear programes de comandes generables.

El paquet està organitzat en cinc directoris:

/custom = per les noves funcions d'utilització introduïdes en el intèrpret.

/h = per els fitxers d'include de C.

/monitor = Intèrpret de comandes de visilog i fitxers de configuració.

/prog = Llibreries de tractament d'imatges.

/sys = Llibreries d'utilitzador.

Visilog disposa de totes les operacions "clàssiques" de tractament d'imatges, i està particularment dotat de comandes d'operacions

morfològiques. Les imatges Visilog no són compatibles amb les imatges VINIX, ja que tenen una finestra pròpia i formats diferents, per superar aquesta dificultat una comanda d'utilització `read_vinix` (i `write_vinix`) permet accedir a imatges `vinix` 256x256 o 512x512 i d'un byte de profunditat.

Per cloure aquesta recensió de software disponible, cal mencionar altres dos paquets de tractament d'imatges sobre Microvax:

"Imalib" de Télécom Paris que permet l'accés a fitxers imatges des de Pascal o Fortran.

"Morpholog", paquet de morfologia matemàtica.

1.4. *Objectius d'aquest treball.*

En general diversos mètodes han estat utilitzats per calcular el volum del ventricle esquerre. En el capítol 2 analitzarem algunes d'aquestes tècniques. Dins dels mètodes que utilitzen imatges gammagràfiques, la determinació del contorn i del fons del ventricle esquerre té una importància fonamental. Diversos mètodes de detecció de contorns seràn analitzats al capítol 3. Un d'aquests mètodes, el mètode de Hawman serà estudiat i aplicat a un conjunt d'imatges per obtenirne resultats.

Introduïrem un nou mètode basat en la morfologia matemàtica, els conceptes bàsics de la qual seran introduïts al capítol 4.

Aquest mètode de detecció de contorns, estarà acompanyat

d'algorismes que permeten localitzar dins la imatge el ventricle esquerre i determinar una zona de fons automàticament. Prèviament a la utilització de la morfologia matemàtica aplicarem una restauració a les imatges per eliminar-ne el soroll.

Els principis de la restauració es presenten al capítol 5. Aplicarem els mètodes de Hawman i morfològic a dos tipus d'imatges:

En primer lloc a imatges d'un model de ventricle esquerre del qual coneixem el volum, la descripció del qual és al capítol 6 i compararem els volums obtinguts amb els valors reals.

Aplicarem també aquests mètodes a imatges de malalts obtingudes del Servei de Medicina Nuclear del Hospital de la Vall d'Hebron de Barcelona i compararem els resultats obtinguts amb els obtinguts per experts d'aquest mateix Hospital.

Capítol 2. MÈTODES DE DETERMINACIÓ DEL VOLUM DEL VENTRICLE ESQUERRE.

2.1. Introducció.

Per situar l'objecte d'aquesta tesi dins el contexte general de mesura del volum del ventricle esquerre, anem a estudiar ara algunes tècniques de determinació d'aquest volum.

Pel estudi de la funció ventricular existeixen tres tècniques que utilitzen imatges en diferents modalitats. Aquestes són: la imatge ultrasònica (o ecocardiogràfica), la imatge radiogràfica (transmissió de raigs X) i la imatge nuclear (on es situa aquest treball). Aquestes tres tecnologies operen sota el principi que un senyal es transmet (o s'emet) de forma diferent a través del cos dependent de les característiques anatòmiques o funcionals dels teixits.

2.2. La imatge ultrasònica

La imatge ultrasònica s'obté de la reflexió d'un senyal ultrasònic a mesura que aquest es propaga a través del teixit. El transductor d'ultrasons és a la vegada un transmissor i un receptor i quan l'apliquem a la regió cardíaca obtenim una imatge del ventricle esquerre. Si coneixem la velocitat del senyal i la densitat del mitjà, podem obtenir la profunditat del teixit a partir del senyal reflectit. Per mesurar el volum del ventricle esquerre cal fer una modelització de la forma del ventricle, (Weyman,1982). Les imatges ecocardiogràfiques tenen considerables limitacions espacials, degut a

la relativament gran longitud d'ona dels ultrasons utilitzats (de 0.3 a 1 mm), altres limitacions provenen de la gran atenuació que experimenten al passar a través del teixit i la poca resolució a les interfases degut al canvi d'índex de refracció. Malgrat aquestes dificultats, els avantatges que presenta l'ecocardiografia són considerables. Entre aquests avantatges podem considerar el seu baix cost, seguretat i no invasivitat, transportabilitat i en alguns casos les imatges que s'obtenen són adequades pel diagnòstic, per exemple mitjançant l'ecocardiografia podem determinar enfermetats de les vàlvules cardíques.

2.3. La imatge radiogràfica.

Les tècniques radiogràfiques per l'avaluació de la funció ventricular, es basen en les diferències d'atenuació d'un senyal de raigs X, que es transmet a través del ventricle, per fer clares aquestes diferències és necessari introduir un element opac als raigs X al interior del ventricle, mitjançant un catèter per lo que té el nom comú de ventriculografia de contrast. Això fa que la perillositat d'aquesta tècnica sigui superior a la de les tècniques ecocardiogràfica i nuclear. A través de la imatge radiogràfica obtenim projeccions bidimensionals del volum del ventricle. La necessitat d'obtenir la informació del volum a través de les projeccions fa que haguem de considerar un model. Diferents models han estat considerats (Beranek, 1976), incloent esfera, cilindre i el·lipsoide. L'el·lipsoide s'ha demostrat el més aproximat i el més utilitzat per la determinació del volum.

Determinació del volum del ventricle esquerre

La fórmula més utilitzada pel càlcul del volum del ventricle esquerre es basa en una fórmula originalment desenvolupada pel càlcul a partir de les imatges obtingudes des dels punts de vista antero-posterior i lateral. Posteriorment es va veure que el mètode era vàlid per imatges obtingudes en els plans anterior oblic dret i anterior oblic esquerre (RAO/LAO),(Wynne, 1978). Altres estudis van portar al desenvolupament d'una fórmula per la determinació del volum a partir d'un sol punt de vista. Aquesta fórmula, que utilitza el model del el·lipsoide, utilitza l'àrea dins del contorn del ventricle esquerre i la longitud de l'eix llarg mesurada a l'imatge. S'utilitza l'àrea per obtenir una millor estimació de la longitud de l'eix curt, de la que seria possible determinant la longitud d'aquest eix directament sobre la imatge. Així, la longitud de l'eix curt ve donada per

$$L_{curt} = \frac{4 \text{àrea}}{\pi L_{llarg}} \quad (1)$$

Els estudis de Sandler i Dodge (Sandler, 1968) van demostrar que el model d'un el·lipsoide de revolució podia ser acceptat, a on els dos eixos curts són iguals, i que les dades obtingudes des de un sol punt de vista eren suficients pel càlcul del volum. Així, utilitzant la fórmula del volum d'un el·lipsoide, a on els dos eixos curts són L_1 i L_2 i l'eix llarg L_3 , obtenim el volum :

$$V = 4 \frac{\pi}{3} \frac{L_1}{2} \frac{L_2}{2} \frac{L_3}{2} \quad (2)$$

i suposant que la longitud de l'eix curt es calcula pel mètode anterior

Determinació del volum del ventricle esquerre

i que $L_1 = L_2$, llavors el volum del ventricle esquerre és:

$$V = 0.894 \frac{\text{àrea}^2}{L_3} \quad (3)$$

La determinació del volum utilitzant aquest mètode geomètric depèn de la determinació del contorn. Moltes vegades el contorn es determina manualment, encara que actualment s'utilitzen tècniques digitals per determinar automàticament aquest volum.

Un desavantatge que presenta aquesta tècnica, és la suposició de que el ventricle esquerre es pot modelitzar com un el·lipsoide, en molts casos els ventricles dels malalts estan deformats per diverses patologies, el que els allunya molt de ser similars a un el·lipsoide.

2.4. La imatge nuclear

Existeixen dos mètodes per determinar la fracció d'ejecció a través de tècniques nuclears. (Bodenheimer, 1980). Un és el de la ventriculografia isotòpica de primer pas (Harpen, 1983), que utilitzant la injecció d'un bolus radioactiu a una vena perifèrica, permet detectar les variacions de l'activitat ventricular en el seu primer pas pel cor durant 5 a 10 cicles. L'altra és el de la ventriculografia en equilibri.

2.4.1. La ventriculografia en equilibri.

Es la tècnica més utilitzada actualment (Candell, 1985), per varies raons; és més còmode (al no dependre de la qualitat del traçador radioactiu), permet múltiples deteccions amb una sola dosi de

Determinació del volum del ventricle esquerre

radiofàrmac, i per altra part els sistemes de càlcul i anàlisi es troben més desenvolupats per aquest mètode, que pel mètode del primer pas. Mitjançant el marcatge dels hematies amb una petita quantitat de radioactivitat, podem obtenir una imatge del cor. Ja que la quantitat de radioactivitat és petita cal anar afegint comptes a través de successius cicles cardíacs (entre 300 i 500), per obtenir una imatge útil, però és necessari sincronitzar l'obtenció de l'imatge del cor amb el moviment d'aquest per obtenir una imatge del cor sempre a la mateixa fase del cicle cardíac. Si no ho fem així, obtindrem una imatge borrosa degut al moviment del cor.

Per aconseguir aquesta sincronització, connectem la gammacàmera a un electrocardiògraf a través d'una computadora. El cicle cardíac es divideix en varies parts, i es pren una imatge en cada part, (Fig. 6).

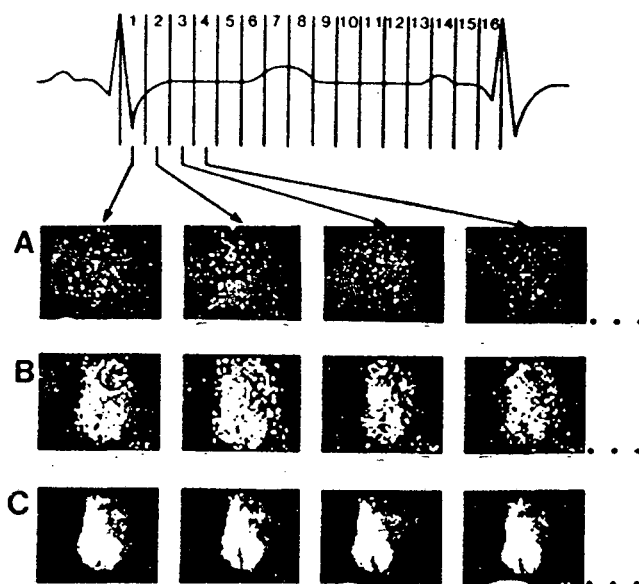


Figura 6. El cicle cardíac dividit en diferents parts, i l'activitat de cada part es suma a cada una de les imatges.

Determinació del volum del ventricle esquerre

Si aquestes parts son suficientment curtes, llavors el moviment del cor perd rellevància i obtindrem una sèrie d'imatges clares, cada una de elles mostra el cor en una fase del cicle cardíac. Utilitzant l'ona R (Fig. 6) per indicar l'inici del cicle cardíac el computador porta les dades de l'imatge cap el lloc adequat a on guarda l'informació corresponent a aquella imatge.

Això es repeteix per cada cicle, fins que un número de comptes suficient s'han acumulat en cada imatge, de manera que tenim al final una successió d'imatges corresponents a diferents parts del cicle cardíac. Si observem aquestes imatges repetidament de forma ràpida tenim l'il·lusió d'observar el cor bategant. Podem a més obtenir informació quantitativa; com la quantitat de radioactivitat és proporcional a la quantitat de sang en el ventricle, llavors canvis de radioactivitat corresponen a canvis en el volum. Això ens permet obtenir diversos paràmetres, com són la fracció d'ejecció, temps d'emplenat del ventricle, etc...

2.4.2. Marcatge dels hematies

Per aconseguir la radioactivitat necessària per obtenir l'imatge a través de la gammacàmera, s'usa tecneci 99m , com isòtop emissor. El ^{99m}Tc té una vida mitja de 6 h. i l'energia dels raigs gamma emesos és de 140 Kev. Aquestes característiques el fan ideal per ser utilitzat com radioisòtop pels nostres propòsits.

Tots los mètodes de marcatge utilitzen el mateix principi, quan el pertecnetat de ^{99m}Tc s'afegeix a la sang es difon en els hematies:

Determinació del volum del ventricle esquerre

D'una forma natural s'estableix un equilibri entre l'interior i l'exterior dels hematies. Per a aconseguir accelerar el pas cap l'interior dels hematies ha de ser reduït a una valència inferior dins del hematie, per això s'utilitza un agent reductor com l'estany. Una vegada reduït es fixa a la cadena β de la hemoglobina i per tant més quantitat de pertecnetat va cap l'interior dels hematies.

Existeixen tres mètodes de marcatge dels hematies: In vivo, in vivo modificat i in vitro. El mètode in vivo és el més ràpid i senzill, però és menys eficient, el més eficient és el mètode in vitro, però és més difícil de portar a terme. El mètode in vivo modificat, és a mig camí entre els dos anteriors.

El mètode de marcatge in vivo

Abans de administrar al pacient el pertecnetat, els hematies són primer pretractats amb pirofosfat d'estany que és un agent reductor. Després d'un període de temps, necessari perquè els ions d'estany deixin el plasma i entrin en els hematies, s'administra el pertecnetat de forma intravenosa, aproximadament 20 mCi. Després d'uns moments en els que s'ha produït la barreja adequada, podem començar a prendre imatges. Amb aquesta tècnica s'aconsegueix una eficiència del 85 al 95%, (Hamilton, 1977).

El mètode de marcatge in vivo modificat

Per augmentar l'eficiència del marcatge la tècnica in vivo es modifica, fent que el marcatge es realitzi en el exterior del cos. Com en el mètode in vivo, els hematies són pretractats amb pirofosfat d'estany.

Determinació del volum del ventricle esquerre

Després d'uns 15-20 minuts , es treu del pacient una mostra de 5 ml. de sang que s'introdueix en una xeringa blindada que conté la dosi de pertecnetat, aquesta xeringa es manté durant 10 minuts agitant-la abans de reintroduir la sang en el pacient, de aquesta manera mantenint el pertecnetat en un petit volum durant el marcatge, és més difícil que es difongui cap espais extravasculars. Així la activitat de fons es redueix i l'eficiència augmenta, aconseguint-se eficiències del 90 al 93%.

El mètode de marcatge in vitro

El mètode de marcatge in vitro consisteix en l'extracció de sang de l'individu, realització del pretractament amb estany, eliminant l'excés de ions estany i posterior incubació dels hematies. La eficiència en el marcatge supera el 95%.

2.4.3. Mètodes de mesura del volum del ventricle esquerre utilitzant ventriculografia isotòpica.

a) Mètodes geomètrics.

Aquests mètodes es basen en els mètodes de la ventriculografia de contrast (Massie, 1969). Es necessari suposar que la forma del ventricle esquerre pot ser aproximada per un el·lipsoide. Llavors el volum del ventricle esquerre ve donat per:

$$V = \frac{8A^2 f^3}{3\pi L} \quad (4)$$

Determinació del volum del ventricle esquerre

On

- A : Àrea de la zona del ventricle.
- L : Longitud major de aquesta zona.
- f : Factor de correcció que relaciona les àrees representades respecte dels seus valors reals.

Aquests mètodes s'han aplicat a estudis de primer pas com a estudis en equilibri. Estan limitats per la baixa resolució de la gammacàmera, que pot conduir a una gran variabilitat inter i intraobservador en la detecció de contorns.

Per altra part, és molt arriscat suposar que el ventricle esquerre pot ser aproximat per un el·lipsoide, i més, quan es tracta de ventricles la forma de la qual ha canviat degut a una enfermetat coronària o quan el ventricle es dilata degut a problemes valvulars.

b) *Mètodes no geomètrics.*

Si el radionúclid està convenientment barrejat en la sang, llavors la sang continguda en el cor tindrà una activitat constant per unitat de volum. Mesurant la quantitat de activitat que arriba a la gammacàmera procedent del cor en un temps determinat, podem conèixer la quantitat de sang que hi ha en el cor.

Llavors el volum del ventricle esquerre ve donat per:

$$Volum = \frac{A}{BC} \quad (5)$$

A = N^o de comptes que arriben a la gammacàmera en un temps determinat provinents del ventricle esquerre.

B = Sensibilitat (comptes/mCi) x correcció per atenuació.

Determinació del volum del ventricle esquerre

La sensibilitat és el n^o de comptes esperades per mCi de activitat en el aire, que es mesura en el moment en el que es prenen les imatges.

C = Activitat per unitat de volum.

2.4.3.1. Mesura dels comptes provinents del ventricle esquerre.

La mesura dels comptes provinents del ventricle esquerre requereix la separació prèvia dels comptes que vénen:

- a) De la activitat superposada provinent d'altres òrgans.
- b) Comptes provinents del "scattering".

Aquests dos factors en conjunt es denominen "background" o fons.

Per determinar el número de comptes en el interior del ventricle (A) és necessari establir el contorn, bé manualment, bé automàticament, en aquest últim aspecte desenvoluparem part d'aquest treball.

Per altra part B, depèn de la sensibilitat del detector, que es manté constant controlant les característiques de la gammacàmera, i de la atenuació deguda als teixits entre el cor i el detector. Aquesta atenuació dels comptes observades depèn del coeficient d'atenuació i de la distància d'atenuació que hi ha entre el cor i el detector de forma exponencial i és igual a $e^{-\mu d}$. Links (Links, 1982) va determinar la distància de atenuació (d), (Fig. 7), a través de la mesura horitzontal d', des del centre del ventricle fins un marcador de tecneci situat a la part exterior del tòrax, coneixent l'angle de gir podem conèixer la profunditat d.

Determinació del volum del ventricle esquerre

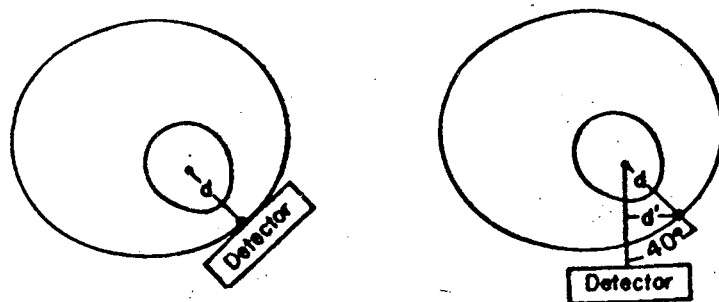


Figura 7. Càlcul de la distància des del ventricle fins a la paret toràcica, segons Links.

Aquesta distància també ha estat mesurada mitjançant ecocardiografia i a través de la utilització de l'imatge obliqua posterior. El coeficient d'atenuació proposat per Links (μ) (Links, 1982), és igual al de l'aigua. Una variació petita de la distància d'atenuació tindrà molta importància, ja que influirà molt en el número de comptes que assignarem al ventricle esquerre.

Una alternativa per la correcció per atenuació dels comptes del ventricle esquerre ha estat proposada per Harpen (Harpen, 1983). L'atenuació es determina a través de l'anàlisi del moviment d'un bolus de hematies marcats amb ^{99m}Tc durant el seu primer pas a través del ventricle esquerre. Immediatament després de la injecció del bolus, es prenen imatges en la posició anterior obliqua esquerra, es determina

Determinació del volum del ventricle esquerre

una zona d'interès al voltant del ventricle esquerre. Després de realitzar la correcció del background, s'estableix una corba temps-activitat. L'integral de la corba mitja entre sistole i diàstole, ens dona l'activitat total del bolus. Si mesurem l'activitat del bolus situat davant la gammacàmera, podem conèixer l'atenuació en el número de comptes del bolus mentre passa per l'interior del ventricle esquerre. Aquest mètode té l'avantatge respecte del de Links, en que no cal fer suposicions respecte del coeficient d'atenuació, i que els possibles errors en el càlcul de la profunditat, poden ser evitats. Però té el desavantatge que algunes patologies cardíques, poden fer que es produeixi una repetició en el recompte de l'activitat del bolus, perquè la sang no flueixi correctament, degut a problemes valvulars, o bé, que hi hagi una connexió entre els ventricles dret i esquerre.

Una alternativa a la correcció de l'atenuació de l'activitat que ens arriba des del ventricle esquerre, és mesurar el factor de transmissió que obtenim relacionant els comptes que ens dóna una càpsula en l'aire respecte a la mateixa càpsula situada al esòfag, en una posició molt propera al cor. Aquest mètode va ésser proposat per Maurer (Maurer, 1983). Algunes de les imatges utilitzades per nosaltres en la realització d'aquest treball tenen una zona d'alt nivell de gris deguda a la presència de la càpsula al esòfag, aquest alt nivell de gris introdueix una singularitat no habitual en les imatges gammagràfiques del ventricle esquerre i caldrà tenir-la en compte a l'hora d'implementar mètodes que detectin automàticament la situació del

Determinació del volum del ventricle esquerre

ventricle esquerre. (Cap. 6).

Mitjançant la construcció d'un model de ventricle esquerre de volum conegut, dins d'una caixa toràcica hem comprovat que el mètode proposat per Links pel càlcul de l'atenuació dona bons resultats, disminuint lleugerament el valor de μ (coeficient d'atenuació), donat per Links. (Cap 6).

Capítol 3. DETERMINACIÓ DE CONTORNS

Com ja hem vist per determinar el volum del ventricle esquerre utilitzant imatges gammagràfiques, cal determinar el contorn del ventricle esquerre. Veurem en aquest capítol els diferents mètodes utilitzats per determinar el contorn en aquest tipus d'imatges, analitzant en més profunditat el mètode de Hawman que després aplicarem a les nostres imatges.

Les imatges en medicina nuclear, comparades amb altres imatges digitals tenen certes característiques que incrementen la dificultat del problema de detectar el contorn. Com ja hem dit, aquestes característiques són: el alt nivell de soroll i la baixa resolució espacial.

Hi ha diferents paràmetres d'interès quan s'analitzen les imatges cardíaques obtingudes pel mètode d'equilibri: Primer la visualització de les parets del ventricle esquerre en moviment, permet identificar les lesions de les artèries coronàries a través de les anormalitats en el moviment, segona la corba temps-activitat que representa els canvis del volum del ventricle esquerre, i tercer, la fracció d'ejecció, que es dedueix de la corba temps-activitat, que és un dels paràmetres més rutinàriament utilitzats en l'evaluació de la funció ventricular.

Les imatges de les que disposem contenen tots aquests paràmetres, però per trobarlos cal determinar el contorn del ventricle esquerre.

A part de les característiques ja esmentades que dificulten la detecció del contorn n'hi ha d'altres. Per altre part el fons de les imatges és de

un 30% a un 40% del valor màxim de la imatge, fent així més difícil l'identificació del contorn.

Encara que les imatges estan sincronitzades resta un cert moviment del cor afegint així incertesa en la determinació del contorn. Tot això fa més difícil la determinació del contorn.

Per determinar el contorn del ventricle esquerre dues tècniques principals s'utilitzen: determinació manual i determinació automàtica.

3.1. *Determinació manual.*

La determinació manual la realitza l'operador a través d'una "light pen" interactuant sobre la pantalla del ordinador. Necessita molta preparació tècnica i és necessàriament subjectiva (Alderson, 1976) (Slutsky, 1979), i si a més l'operador ha de determinar el contorn de totes les imatges d'un estudi el pot portar a un estat de fatiga que el condueixi a dibuixar contorns inconsistents, per això és necessària una determinació automàtica o semiautomàtica que asseguri la reproducibilitat.

3.2. *Determinació semiautomàtica i automàtica*

Una determinació del contorn és automàtica quan no és necessària l'intervenció del operador per trobar el contorn del ventricle esquerre. És semiautomàtica quan necessita que l'operador determina un "àrea d'interès" al voltant del ventricle esquerre de forma que el programa no hagi de trobar aquesta zona.

Per determinar el contorn del ventricle esquerre, molts mètodes han estat utilitzats. (Chang, 1980) i (Reiber 1985), han fet un resum de les

tècniques utilitzades.

En general tots els mètodes són semiautomàtics i també utilitzen primer un preprocessat per eliminar el soroll.

Anem a passar revista a alguns dels mètodes utilitzats.

3.2.1. Mètodes basats en l'histograma.

Podem considerar primer els mètodes que utilitzen l'aplicació d'un llindar, a partir de l'histograma que generalment té dos pics, hom considera que un pic correspon a la zona ventricular esquerra i l'altre al fons. Sobre aquesta hipòtesi es tracta de trobar un valor t tal que :

$$F_t(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{si } F(i, j) \geq t \\ 0 & \text{si } F(i, j) < t \end{cases} \quad (6)$$

Existeix una variant d'aquest mètode que consisteix en seleccionar només una banda de nivells de gris:

$$F_{u,v}(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{si } u < F(i, j) < v \\ 0 & \text{en cas contrari} \end{cases} \quad (7)$$

Aquests mètodes tenen poca reproductibilitat, ja que és impossible trobar un valor global per tot tipus d'imatges.

3.2.2. Mètodes freqüencials.

Els contorns s'associen a freqüències elevades de la imatge, per això treballant a l'espai de freqüències hom podria fer més evidents les zones a les quals hi un canvi notable de nivell de gris, com són els contorns. Aquests mètodes tenen la dificultat de la presència del soroll, que està associat a les altes freqüències. Cal per tant trobar un compromís entre les freqüències associades als contorns i les

freqüències associades al soroll, compromís que no és fàcil de trobar i que com abans depèn de la imatge.

3.2.3. Mètodes basats en el gradient.

Els mètodes a base de gradient són utilitzats, en una o altre forma en molts mètodes.

Per imatges digitalitzades les derivades s'aproximen per diferències sobre una distància unitat, d'aquesta manera es defineix un gradient segon l'eix x i un altre segon l'eix y

$$\begin{aligned}\Delta x_{f(i,j)} &= f(i,j) - f(i+1,j) \\ \Delta y_{f(i,j)} &= f(i,j) - f(i,j+1)\end{aligned}\tag{8}$$

que permeten calcular el mòdul:

$$\sqrt{(\Delta x_{f(i,j)})^2 + (\Delta y_{f(i,j)})^2}\tag{9}$$

o bé el gradient en una direcció r qualsevol determinada per un angle Θ :

$$\Delta r_{f(i,j)} = \Delta x_{f(i,j)} \cos\Theta + \Delta y_{f(i,j)} \sin\Theta\tag{10}$$

Aquests càlculs del gradient es basen únicament sobre pixels veïns i són per tant molt sensibles al soroll, aquest problema pot reduir-se fent un promitjat sobre un entorn. La mida del entorn és un compromís entre la resolució de la imatge, la mida dels objectes, la importància del soroll i el temps de càlcul. Una vegada s'ha calculat el gradient es posen en evidència els contorns fent un lllindar.

Reiber va proposar un mètode més complex de detecció de contorns (Reiber, 1985), prenent com idea base la que el ventricle te forma

el·lipsoïdal. Considera un punt central dins del ventricle (pixel amb el valor més elevat) i passa a coordenades polars (r, Θ) una zona al voltant d'aquest punt. Calcula el gradient en tots els punts:

$$p'(r, \Theta) = \sum_{k=r-3, \dots, r} p(k, \Theta) - \sum_{k=r+1, \dots, r+4} p(k, \Theta) \quad (11)$$

El contorn ve donat llavors pels punts que formen un camí de cost mínim a través d'aquesta matriu. La matriu de cost es defineix de la següent manera:

$$\begin{aligned} C(r, \Theta) &= M - p'(r, \Theta) \\ \text{on } M &= \max_{(r, \Theta)} p'(r, \Theta) \end{aligned} \quad (12)$$

El pas de coordenades polars a cartesianes permet llavors visualitzar el contorn sobre la imatge.

Dos articles de Bunke, (Bunke 1982) i (Bunke, 1984) permeten il·lustrar la tendència cap a algorismes cada vegada més complexes. En el primer (Bunke, 1982) proposa un llindar autoadaptatiu.

S'associa als punts frontera de la imatge binària obtinguda després d'un llindar qualsevol una línia perpendicular al contorn en aquest punt. Sobre aquesta perpendicular es consideren una seqüència de punts $((x_1, y_1), \dots, (x_{n+1}, y_{n+1}), \dots, (x_{2n+1}, y_{2n+1}))$, on (x_{n+1}, y_{n+1}) és el punt del contorn considerat, (Fig. 8)

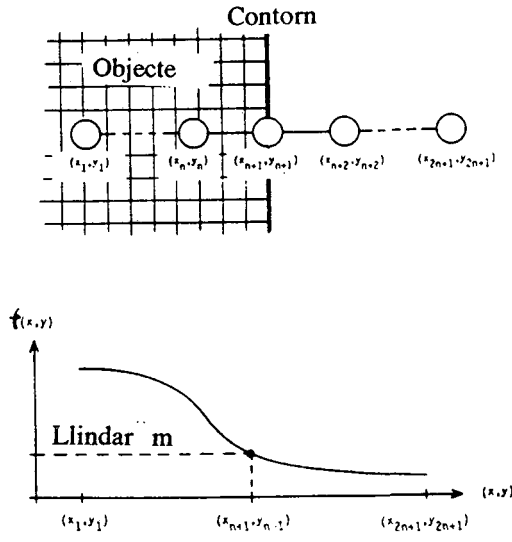


Figura 8. Determinació del contorn utilitzant un llindar autoadaptatiu.

a partir d'aquí es considera el valor mig m :

$$m = \frac{1}{2n+1} \sum_{j=1 \dots 2n+1} f(x_j, y_j) \quad (13)$$

on $f(x_j, y_j)$ és el nivell de gris:

Aquest valor m és el nou nivell de llindar, a partir del qual es torna a fer l'operació anterior, fins que s'arriba a la estabilitat.

En el segon article (Bunke, 1984) el llindar s'abandona totalment i es passa a una transformació en coordenades polars amb el càlcul del gradient i a la extracció del contorn per un mètode de programació dinàmica, Sagerer (Sagerer, 1988), segueix un mètode similar.

Duncan (Duncan,1987) defineix manualment una zona d'interès al voltant del ventricle de 32x32 pixels que una vegada transformada en coordenades polars, extrapola fins a 64x64. Aplica dues màscares de convolució de 5x5 sensibles als gradients vertical i horitzontal respectivament. Després d'un llindar al 95% del valor més alt , apareixen segments de contorn realment presents a la imatge, que posteriorment són aprimats fins a aconseguir segments d'un pixel de gruix. Per a aconseguir una continuïtat entre tots els segments obtinguts, es connecten tots els segments fent mínima una funció de cost.

3.2.3.1. *El mètode de Vanderbilt.*

Aquest mètode va ser creat per J.P. Jones, R.R. Price, M.L.Born i F.D.Rollo de Vanderbilt University Medical Center, Nashville (Tennessee). Aquest mètode determina un contorn utilitzant el gradient de diferent manera segons es consideri les parts superior , inferior o esquerra de la imatge del ventricle, o bé de la part dreta.

Podem dividir aquest mètode en varies etapes:

- 1) Determinació d'un àrea d'interès per part del'operador.
- 2) Suavitització de la imatge.
- 3) Determinació dels punts de contorn i del punt de llindar.
- 4) Càlcul del número de comptes.

1) Determinació d'un àrea d'interès per part del'operador.

L'operador defineix una àrea d'interès al voltant del ventricle esquerra mitjançant un joystick. Aquesta operació estableix un rectangle a

l'interior del qual es buscaran els contorns del ventricle.

2) Suavització de la imatge.

La suavització de la imatge es realitza promitjant files i columnes dins del rectangle, de tres en tres. També es fa un promitjat quan es troben les línies diferència per cada línia de la imatge.

3) Determinació dels punts de contorn i del punt de llindar.

El procés és diferent si es busca el contorn superior i inferior o bé el contorn dret i esquerre.

a) Contorns superior e inferior.

Sortint del límit superior o inferior, per cada columna suavitzada es busca el punt a partir del qual hi ha dos increments successius en el valor del pixel. En aquest punt s'estableixen els contorns per cada columna.

b) Contorns esquerre i dret.

Per trobar el contorn esquerre es segueix un procés igual al seguit per trobar els contorns superior i inferior.

Per trobar el contorn dret, per cada línia, s'estableix el punt mig i la línia diferència. La línia diferència es troba restant de cada pixel el següent i prenent el valor absolut.

A partir del punt mig de cada línia i anant cap a la dreta es troba el punt en el que la diferència és màxima. Aquest punt (A) servirà després per marcar el nivell de llindar.

Des d'aquest punt fins el límit dret es troba el primer punt en el que la diferència sigui mínima, aquest és el límit dret.

A partir del promig dels valors dels punts A per a totes les línies, es determina el nivell de llindar, en % respecte al valor del píxel màxim del ventricle. L'operador pot canviar aquest valor si no el considera acceptable. Així la part dreta del ventricle serveix com a referència per calcular el llindar.

4) Càlcul del número de comptes.

El número de comptes es determina a partir dels valors dels píxels que hi ha dins el contorn i que tenen un valor superior al marcat pel nivell de llindar.

Aquest mètode, com s'ha vist és una combinació d'utilització del gradient i d'utilització d'un llindar, és semiautomàtic en dos sentits, ja que requereix primer la determinació d'una àrea d'interés i també permet que l'operador canviï el llindar.

3.2.3.2. *Mètode de Hawman.*

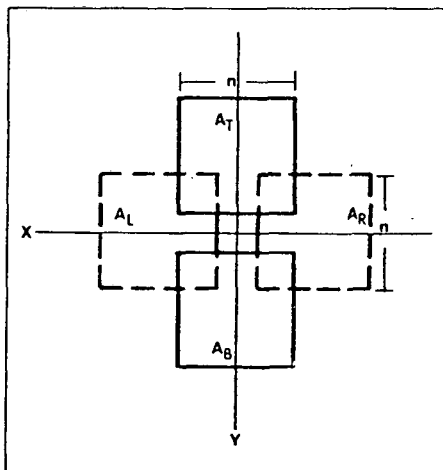
Hawman va descriure un mètode (Hawman, 1981), per determinar els contorns del ventricle esquerre en imatges gammagràfiques obtingudes des del punt de vista anterior oblic esquerre (LAO). Podem dividir aquest mètode en quatre etapes:

- a) Procés de suavització de la imatge i determinació de les imatges primera i segona diferència.
- b) Composició de les dues imatges i determinació del contorn mitjançant un llindar.
- c) Aprimat posterior de la imatge obtinguda en l'apartat

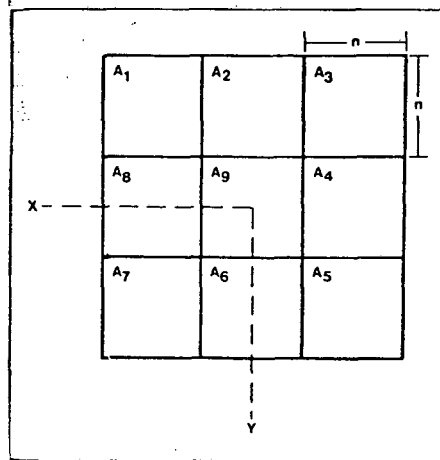
anterior.

d) Establiment d'una continuïtat temporal.

a) En el procés de suavització, necessari en imatges que tenen un soroll tant elevat, utilitza un promitjat dels valors dins d'un entorn quadrat al voltant d'un punt. L'entorn que dona millors resultats és un entorn 3x3. Amb els valors obtinguts determina les imatges primera i segona diferència. A la figura 9, es poden veure els entorns utilitzats per determinar aquestes imatges.



(a)



(b)

Figures 9a i b. Entorns utilitzats pel càlcul de les imatges primera i segona diferència

Per determinar la imatge primera diferència tenim (Fig. 9a):

$$e_x(i,j) = \sum_{A_R} g(i,j) - \sum_{A_L} g(i,j) \quad (14)$$

$$e_y(i,j) = \sum_{A_T} g(i,j) - \sum_{A_B} g(i,j) \quad (15)$$

on $g(i,j)$ és la imatge original i les àrees de suma estan localitzades respecte del punt (i,j) , com es veu a la figura(9a).

Aquestes àrees són quadrades per simplicitat de càlcul. La imatge primera diferència es pot definir de diferents maneres a partir dels components x i y .

$$e_1(i,j) = \text{Max}[|e_x(i,j)|, |e_y(i,j)|] \quad (16)$$

$$e_1(i,j) = |e_x(i,j)| + |e_y(i,j)| \quad (17)$$

$$e_1(i,j) = \sqrt{e_x^2(i,j) + e_y^2(i,j)} \quad (18)$$

Agafem la forma de la equació 18, per què és la forma més isotròpica.

De la mateixa manera podem definir l'operador segona diferència utilitzant els entorns de la figura 9b. Llavors tenim:

$$s_1(i,j) = \overline{A_1} + \overline{A_5} - 2\overline{A_9} \quad (19)$$

$$s_2(i,j) = \overline{A_2} + \overline{A_6} - 2\overline{A_9} \quad (20)$$

$$s_3(i,j) = \overline{A_3} + \overline{A_7} - 2\overline{A_9} \quad (21)$$

$$s_4(i,j) = \overline{A_4} + \overline{A_8} - 2\overline{A_9} \quad (22)$$

on les A_i són les sumes en cada entorn dels valors dels pixels. L'operador segona diferència usat es defineix com

$$e_2(i,j) = \text{Max}[s_1(i,j), s_2(i,j), s_3(i,j), s_4(i,j)] \quad (23)$$

b) Composició de les dues imatges i determinació del contorn mitjançant un llindar.

Com el poder de resolució de la gammacàmera és baix, els contorns del ventricle esquerre queden difosos per efecte de la PSF de la gammacàmera. El contorn real estaria entre la primera i la segona diferència. Això fa que es consideri una funció combinació dels operadors primera i segona diferència de la següent manera:

$$e_3 = \alpha e_1(i,j) + (1 - \alpha)e_2(i,j) \quad (24)$$

Utilitzant un model de ventricle simulat per ordinador i aplicant una PSF similar a la de la gammacàmera Hawman (Hawman, 1981) va demostrar que prenent $\alpha = 0.6$, tenim que el contorn obtingut s'ajusta al contorn geomètric.

Hem fet un estudi similar i hem comprovat aquest resultat. Finalment es fa un llindar sobre la imatge obtinguda i això ens permet trobar el contorn.

Un problema que sorgeix és que al sumar el número de comptes al interior del contorn trobat, perdrem comptes degut a que l'apliquem sobre la imatge difosa no sobre la real, per això el volum serà més petit que el real.

c) Aprimat posterior de la imatge obtinguda en l'apartat anterior.

El contorn obtingut, en general, no té un pixel de gruix, sinó que depenent del nivell de llindar, té una certa amplada. Per aconseguir un contorn d'un pixel de gruix, cal fer un aprimat.

c1) Aprimat binari. Podem considerar el contorn obtingut i eliminar simètricament els punts fins aconseguir un gruix d'un pixel, tot i mantenint la connectivitat del contorn. Això constitueix l'aprimat binari, que produeix solament línies mitges. Al no tenir en compte els nivells de gris aquest tipus d'aprimat pot introduir desviacions considerables del contorn en aquest procés.

c2) Aprimat amb nivells de gris. Aquest aprimat consisteix en

eliminar successivament tant els punts que no compleixin les condicions de connectivitat, com els punts innecessaris per aconseguir un contorn d'un pixel de gruix. Els passos que es segueixen són els següents:

- 1) Es consideren primer solament els pixels que tenen un nivell de gris inferior a un valor T .
- 2) Es marquen (fent-los negatius), tots els punts que no estan connectats amb algun punt veí. Un cop s'han considerat tots els punts s'eliminen els negatius.
- 3) S'augmenta el valor de T i es torna al punt 1. Si T és el valor màxim el procés a finalitzat.

D'aquesta manera obtenim un contorn amb un gruix d'un pixel i que passa pels punts més alts.

d) Establiment d'una continuïtat temporal.

La primera imatge, quan el cor és en diàstole, generalment no presenta dificultats a l'hora d'obtenir el contorn, però si en poden presentar les imatges posteriors, particularment la imatge en sístole. Per evitar dificultats es condicionen els resultats d'una imatge als obtinguts a la imatge anterior de la següent manera:

Condicionem la forma de la imatge composició n , és a dir la imatge resultant de combinar les imatges primera i segona diferència al contorn trobat a la imatge anterior. Això ho fem multiplicant la imatge composició per una màscara.

Aquesta màscara és una imatge que té valors 1 per punts situats a una distància màxima de 2 píxels del contorn obtingut a la imatge anterior i valor 0 pels altres punts.

Aplicant aquesta màscara assegurem que el contorn obtingut sigui similar al anterior, quedant els seus punts separats com a molt 2 píxels respecte de un punt anàleg del contorn anterior.

Es a dir expressat analíticament quedarà que la imatge composició es modifica quedant com:

$$f_n(i,j) = c_{n-1}(i,j)e_n(i,j) \quad (25)$$

on: f_n és la imatge composició modificada

c_{n-1} és la màscara depenent del contorn obtingut a la imatge anterior.

e_n és la imatge composició.

En resum el mètode de Hawman requereix una definició prèvia d'un àrea d'interès al voltant del ventricle esquerre marcada per l'operador. Aquest mètode ha estat implementat i aplicat a les imatges gammagràfiques tant a les obtingudes del model com a les obtingudes de malalts reals. Al capítol 6 es donen els resultats obtinguts.

4. LA MORFOLOGIA MATEMÀTICA.

4.1. Introducció.

En aquest capítol establirem les bases de la morfologia matemàtica, la qual aplicarem a les imatges gammagràfiques amb la finalitat de segmentar el ventricle esquerre.

La morfologia matemàtica podria definir-se com la ciència que estudia les formes i les estructures des d'un punt de vista matemàtic, i constitueix dins de l'anàlisi d'imatges una escola de pensament. La seva formulació teòrica la diferència totalment de les aproximacions clàssiques al processament d'imatges, basades fonamentalment en la teoria del senyal, els mètodes estadístics i els mètodes sintàctics i estructurals basats en gramàtiques. La morfologia matemàtica va ser introduïda als anys 60 i desenvolupada en un principi per un grup d'investigadors de l'Ecole des Mines de Paris, entre ells G. Matheron i J.Serra, (Serra, 1982). Encara que inicialment concebuda com una tècnica d'ajuda a l'anàlisi d'imatges binàries, posteriorment les seves aplicacions es multiplicaren i s'ha estès al processament d'imatges en nivells de gris, al processament de grafs representatius d'estructures sobre el pla, etc..

Els seus dominis d'aplicació són variats, i entre els més importants podem citar a:

- Medicina i ciències naturals, amb aplicacions en citologia, histologia, medicina nuclear (camp en el que es desenvolupa aquesta tesi), radiologia, genètica, biologia, etc..

- Robòtica, amb aplicacions dirigides al control de qualitat, classificació de materials en una cadena de muntatge, etc.
- Geologia i petrografia, per l'anàlisi de microestructures de roques, classificació de materials, anàlisi de deformacions, detecció de fractures, etc.
- Geografia, en teledetecció, meteorologia, cartografia, etc..
- Camps variats, com el seguiment d'objectes mòbils, el control de qualitat en la indústria alimentària i en la autenticació d'obres d'art, etc.

La manera de considerar el problema és diferent. En lloc de considerar els objectes d'una imatge com una funció de \mathbb{R}^2 en \mathbb{R} , que es la forma utilitzada al considerar l'imatge com un senyal, la morfologia matemàtica considera els objectes com subconjunts d'un espai predefinit.

Els senyals sonors tenen propietats d'additivitat ben conegudes, que fan interessants propietats tals com el filtrat lineal, això no és cert en el cas general de les imatges: un objecte situat en una escena ocultarà tots els demés que es trobin darrera, aquesta característica de l'univers visual ens porta a considerar la noció d'inclusió i les operacions entre conjunts per traduir aquest aspecte fonamental. En la morfologia matemàtica les imatges analitzades són considerades com conjunts de punts i les operacions venen de la teoria de conjunts. En aquesta aproximació en lloc d'utilitzar relacions aritmètiques, s'utilitzen més aviat relacions lògiques. A més les relacions lògiques s'utilitzen per

construir operacions que condueixen a interpretacions geomètriques. Les transformacions morfològiques utilitzen seqüències específiques de transformacions de veïnatge per mesurar característiques útils de les imatges i la teoria subministra un mètode per descomposar mesures globals en seqüències de transformacions locals.

4.2. *Idees bàsiques.*

Per definir la morfologia matemàtica són necessàries algunes definicions prèvies.

4.2.1. *El reticle complet.*

Considerarem un conjunt arbitrari E . Els elements de aquest espai són els subconjunts $X \subset E$, que formen un conjunt nomenat $p(E)$. El conjunt es dota d'unes propietats que fan que sigui un reticle, és a dir: $p(E)$ és un reticle complet, és a dir té una relació d'ordenació, nomenada inclusió i denotada per " \subset ", que compleix les següents propietats:

- Reflexiva, per cada X , $X \subset X$
- Antisimètrica, si $X \subset Y$ i $Y \subset X$, llavors $X = Y$
- Transitiva, si $X \subset Y$ i $Y \subset Z$, llavors $X \subset Z$

A més cada família (finita o no) dels membres de $p(E)$ té una mínima cota superior (la seva unió) i una màxima cota inferior (la seva intersecció), que pertànyen a $p(E)$;

- El reticle $p(E)$ és distributiu:

$$X \cup (Y \cap Z) = (X \cup Y) \cap (X \cup Z) \quad (26)$$

i existeix el complementari, és a dir existeix el major conjunt (el mateix E), i el menor conjunt (el conjunt buit) de manera que cada X té un complementari tal que es compleix:

$$X \cup X^c = E \quad X \cap X^c = \emptyset \quad (27)$$

Donats dos conjunts X i Y, la noció de diferència deriva de la intersecció i del complementari, com segueix:

$$X/Y = X \cap Y^c \quad (28)$$

X/Y és la part de X que no pertany a Y.

4.2.2 *L'element estructurant.*

L'estructura d'àlgebra de Boole serveix com a marc general en el que anem a aplicar les operacions morfològiques.

No sempre és necessari segmentar una imatge en objectes i textures d'acord amb el criteri de l'ull humà, pot ser que petits detalls escapin a la percepció de l'ull humà sent importants. Es més, pot ser que un sistema de tractament d'imatges no tingui com a finalitat imitar a la visió, sinó que analitzi certes propietats que no tinguin res d'intuïtiu.

Per tant, no es busca un substitut de la visió humana, sinó més aviat un marc coherent per descriure l'organització espacial. Amb aquesta finalitat, es defineix l'estructura d'un objecte com el conjunt de relacions que existeixen entre les diverses parts d'un objecte. S'estudia l'estructura experimentalment, provant cada una de les relacions possibles i examinant si satisfan o no les relacions. Veiem que el medi que estem estudiant pot no tenir una estructura reconeixible, per tant això ens porta a considerar totes les relacions possibles començant per les més senzilles. D'aquí ve la idea d'element estructurant. A cada punt x del espai E en el que treballem l'hi associem un conjunt $B(x)$ nomenat element estructurant que pot variar d'un punt a un altre.

4.2.3 Operacions bàsiques sobre el reticle.

Podem modificar cada conjunt X pertanyent a $p(E)$ de varies maneres.

Les més importants són:

$$\text{Dilatació de } X : \{x : B(x) \cap X \neq \emptyset\} \quad (29)$$

$$\text{Erosió de } X : \{x : B(x) \subset X\}$$

La dilatació de X per $B(x)$ és el conjunt de tots els punt que pertànyen a la vegada a X i a $B(x)$ (Fig. 10). L'erosió és el conjunt de punts tals que $B(x)$ pertany a X (Fig.11).

Utilitzant dos elements estructurants $B^1(x)$ i $B^2(x)$, podem definir la transformació hit or miss (HMT), com la diferència de X erosionat

per $B^1(x)$ i X dilatats per $B^2(x)$ (Fig.12)

HMT de $X = \text{erosió de } X \text{ per } B^1 / \text{dilatació de } X \text{ per } B^2$

D'aquesta forma dilatació i erosió es converteixen en casos particulars de la HMT.

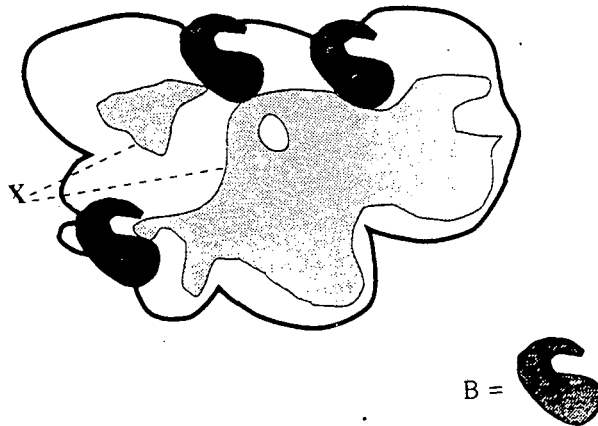


Figura 10 . Dilatació d'un conjunt X per un conjunt B

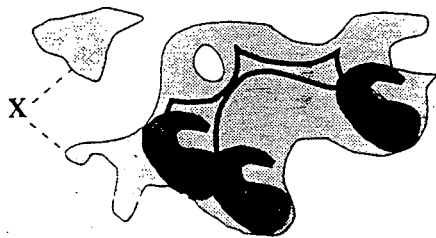


Figura 11. Erosió d'un conjunt X per un conjunt B

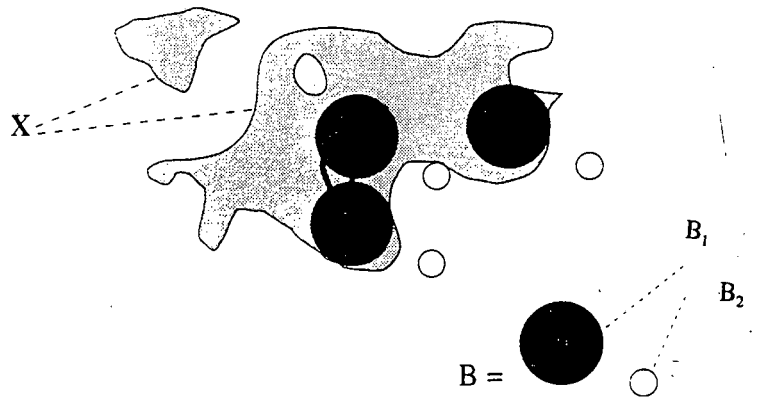


Figura 12. Operació HMT entre el conjunt X i un parell de conjunts.

La classe de transformacions generades per la unió, productes i complementació de HMT, que poden ser infinites, constitueixen per definició les transformacions morfològiques sobre $p(E)$. Per suposat aquestes operacions no són les úniques peces d'informació, estan combinades amb altres mesures sobre $p(E)$ (p.ex. l'àrea o el volum dels conjunts en el espai euclidià) o amb altres tipus d'operacions (p.ex. convolució).

4.3. Propietats bàsiques.

Les transformacions morfològiques, en general, són irreversibles. En alguns casos algunes operacions sobre conjunts són invariants. L'idea de restaurar una imatge és irrellevant aquí, ben al contrari, la filosofia

de fons a la morfologia matemàtica, consisteix en suposar que les nostres imatges contenen molta informació, i que l'objectiu en qualsevol tractament morfològic consisteix en el control de la pèrdua d'informació a través de successives transformacions, amb la finalitat de obtenir la informació específica que ens interessa.

Per aconseguir això, hem d'utilitzar unes poques propietats generals que són la clau de qualsevol anàlisi morfològic. Si ψ és un símbol genèric d'una transformació morfològica, les quatre propietats més importants són:

1. Creixença. ψ és creixent quan conserva la inclusió
2. Antiextensivitat. ψ és antiextensiva quan redueix a X
3. Idempotència. ψ és idempotent si el resultat es manté invariable quan apliquem dues vegades la transformació:

$$\psi(\psi(X)) = \psi(X)$$

4. Homotopia. Aquí el conjunt E es considerat com un espai topològic. Una transformació és homotòpica si conserva l'estructura topològica, és a dir manté el número de regions i forats i la seva relació jeràrquica. La homotopia és més forta que la connectivitat. Un disc i un anell són conjunts connexes, però no són homotòpics.

Altres criteris de classificació poden ser utilitzats a part dels considerats més amunt. Aquests criteris poden ser : Isotropia de les transformacions, manteniment de la connectivitat, etc...

Les transformacions morfològiques es presenten per parelles, una vegada definida la transformació ψ , definim també la transformació ψ^* , nomenada el dual de ψ i tenim per definició.

$$\psi^*(x) = [\psi (X^c)]^c \quad (30)$$

En particular ψ pot dependre d'un conjunt (element estructurant), o d'un escalar. La dualitat és menys una propietat de ψ que una conseqüència general i directa de treballar amb conjunts.

4.4. Morfologia euclidiana.

Espai euclidià.

El espai euclidià es manté invariant sota les operacions de translació, escalat i simetria i és dens en punts i conjunts. La seva rica estructura ens permet manipular amb més precisió les transformacions morfològiques.

Donat un conjunt X , el seu traslladat per un vector h , es defineix com:

$$X_h = \{ x \in E, x-h \in X \} \quad (31)$$

i la seva transposició (conjunt simètric respecte l'origen), com:

$$\check{X} = \{ -x, x \in X \} \quad (32)$$

Els elements estructurants es mantenen invariants respecte d'una translació. Més exactament, si $B = B_0$ denota l'element estructurant associat amb l'origen, llavors el conjunt resultat de l'erosió d'un conjunt X és el conjunt de punts tals que el traslladat B_x de B_0 per x està inclòs en el conjunt X , i s'escriu:

$$X \ominus \check{B} = \bigcap_{y \in B} X_y = \{ x : B_x \subset X \} \quad (33)$$

Considerem l'operació dual definida anteriorment, a la que nomenarem dilatació. Llavors tenim que d'acord amb (30):

$$X^c \oplus \check{B} = (X \ominus \check{B})^c \quad (34)$$

i es compleix que la dilatació de X per B s'escriu:

$$X \oplus \check{B} = \bigcup_{y \in B} X_y = \{ x : B_x \cap X \neq \emptyset \} \quad (35)$$

En la pràctica, la major part dels elements estructurants són simètrics de manera que $B = \check{B}$.

Nosaltres, utilitzarem la dilatació en aquest treball, per determinar una zona de fons al voltant del contorn trobat del ventricle esquerre. Dilatarem l'àrea corresponent al contorn trobat i li restarem la mateixa àrea, el resultat serà una corona al voltant del contorn part de la qual prendrem com a zona per calcular el fons.

Obertures i tancaments (Openings i closings).

Si hem erosionat X per B , no és possible en general, recuperar el

conjunt inicial dilatant $X \ominus B$ per B .

Definim X_B , l'obertura (opening) de X respecte de B com:

$$X_B = (X \ominus B) \oplus B \quad (36)$$

i la operació dual, el tancament (closing) com:

$$X^B = (X \oplus B) \ominus B \quad (37)$$

L'opening suavitza els contorns de X , talla els istmes estrets, suprimeix les illes petites i els caps.

Per dualitat, el closing tanca els canals estrets, els petits llacs i els petits golfs de X , sempre en relació a la mida de l'element estructurant.

Aquestes propietats ens permetran, en el cas de les nostres imatges, eliminar els petits pores que quedin dins l'àrea que prenem com a pertanyent al ventricle esquerre, o bé eliminar les petites illes que apareixin externes al ventricle esquerre, a part d'obtenir un contorn suau, sense caps i golfs petits.

Respecte de l'obertura i el tancament tenim les propietats següents:

$$\begin{aligned} X_B &\subset X \text{ i } X \subset X^B \\ \text{Si } X \subset X' &\Rightarrow X_B \subset X'_B \text{ i } X^B \subset X'^B \text{ (creixença)} \\ (X_B)_B &= X_B \text{ i } (X^B)^B = X^B \text{ (idempotència)} \end{aligned} \quad (38)$$

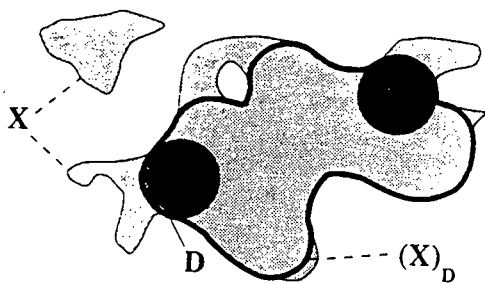


Figura 13a. Operacions d'obertura d'un conjunt X per un conjunt D

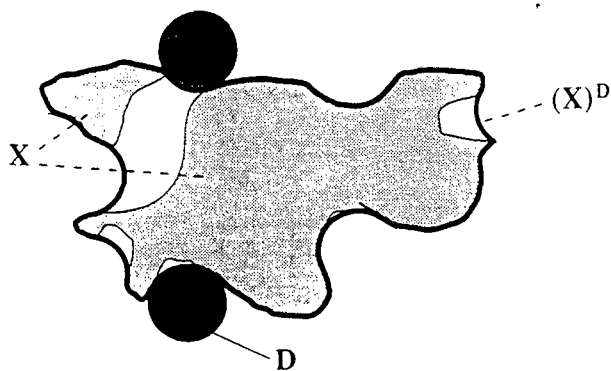


Figura 13b . Operació de tancament d'un conjunt X per un conjunt D

Aprimats i Engruiximents (Thinnings i thickenings).

Donat l'element estructurant $T = \{T^1, T^2\}$, definim l'aprimat (thinning), com el conjunt diferència entre X i el seu HMT

$$X \ominus T = X / [(X \ominus T^1) / (X \oplus T^2)] \quad (39)$$

L'operació dual corresponent s'anomena engruiximent (thickening) i tenim per definició:

$$X \odot T = X \cup [(X \ominus T^1) / (X \oplus T^2)] \quad (40)$$

Per construcció els thinnings són antiextensius i els thickenings extensius. Si $T' \subset T$ significa $T'^1 \subset T^1$ i $T'^2 \subset T^2$, llavors podem escriure:

$$\text{Si } T' \subset T \Rightarrow X \ominus T' \subset X \ominus T \subset X \subset X \odot T \subset X \odot T' \quad (41)$$

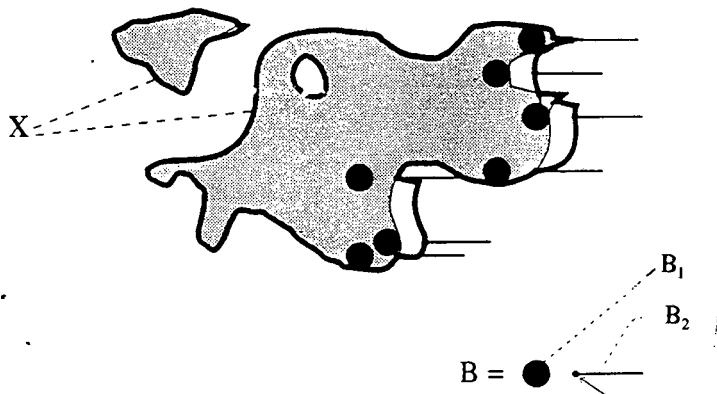


Figura 14. Engruiximent d'un conjunt X per un conjunt B

Thinnings seqüencials.

Podem proporcionar la propietat de la idempotència als thinnings introduint una seqüència de thinnings. Sigui $T_i = \{ T_i^1, T_i^2 \}$ una seqüència de parells d'elements estructurants. Si T_i es infinit, el límit seqüencial:

$$\dots(\dots(X \circ T_1) \circ T_2)\dots = X \circ \{ T_i \} \quad (42)$$

és idempotent. En particular existeix la seqüència standard, a on els T_i provenen dels anteriors per una rotació de 60° , aquesta seqüència es denomina $\{T\}$

Thickening condicionat

Podem engruixir un conjunt Y dins d'un altre X, l'operació s'anomena llavors thickening condicionat (de Y respecte de X), i s'escriu:

$$Y \odot T; X = (Y \odot T) \cap X \quad (43)$$

Per dualitat podem obtenir el thinning condicionat. Les formes seqüencials associades es dedueixen immediatament:

$$Y \circ \{ T_i \} ; X = \dots([\dots([(Y \circ T_1) \cap X] \circ T_2) \cap X \dots] \dots) \quad (44)$$

Thinning i thickening homotòpic: Podem aconseguir un thinning o un thickening homotòpic, utilitzant determinats elements estructurants que mantenen l'homotopia

4.5. Morfologia amb nivells de gris

Els principis de la morfologia matemàtica són aplicables a conjunts en espais euclidians o digitals independentment de la seva dimensió. Anem a considerar la morfologia dels conjunts en un espai euclidià de tres dimensions. Les imatges binàries en un espai euclidià de dos dimensions es dedueixen de les anteriors per successius talls paral·lels al pla X-Y. En el espai euclidià en tres dimensions són d'especial interès les ombres, que són conjunts que s'estenen indefinidament en la direcció negativa de l'eix Z. Umbra significa ombra, i la umbra d'un conjunt X en tres dimensions inclou X i el volum dels punts de la seva ombra. Aquesta ombra vindria produïda per un punt de llum situat a una distància infinita en el sentit positiu de l'eix Z. L'umbra pot expressar-se com la dilatació de X per Z on Z és un element estructurant compost pels punts que pertanyen al eix Z, incloent l'origen.

Una funció amb nivells de gris pot ser considerada com un conjunt de punts $[x,y, f(x,y)]$, que tenen una superfície fina ondulada, no necessàriament connexa. En morfologia matemàtica una imatge $f(x,y)$ ve representada per la seva umbra $U(f)$, llavors un punt $p = (x,y,z)$, pertany a l'umbra si i solament si $z \leq f(x,y)$.

La importància de les ombres en el tractament d'imatges radica en que continuen essent ombres després de les transformacions morfològiques d'unió i intersecció, dilatació i erosió. La equivalència entre imatges amb nivells de gris i ombres ens permet dilatar o erosionar una imatge

amb nivells de gris amb un element estructurant de tres dimensions (esfera, con, etc...), per exemple; les operacions d'opening i closing d'una imatge amb nivells de gris poden ser representades lliscant un element estructurant en tres dimensions sobre la superfície en nivells de gris que descriu la intensitat de la imatge.

Les transformacions morfològiques són sempre expressables en termes d'operacions d'intersecció (o d'unió), complementació i translació. Intersecció i unió d'ombres són ombres. L'altura de la unió de ombres es el màxim de les ombres individuals

Simbòlicament:

$$U [a] \cup U [b] = U [\max (a,b)] \quad (45)$$

Els punts de la imatge de nivells de gris unió són els màxims de les imatges de gris individuals. De la mateixa manera, l'altura de la intersecció d'ombres individuals és el mínim de les ombres. El complementari d'una umbra és una umbra en la que el sentit de dalt a baix ha sigut invertit. La noció d'inclusió d'una umbra es tracta també com la relació de les magnituds de les funcions de nivells de gris corresponents:

$$U [a] \subset U [b] \Leftrightarrow a(x,y) \leq b(x,y) \quad (46)$$

Dilatar i erosionar una umbra per un element estructurant dona una

umbra. Aquest resultat ve directament de les definicions de dilatació i erosió.

En el cas que X sigui una umbra, les seves translacions són ombres, de aquí que les unions e interseccions dels seus traslladats per els punts de l'element estructurant Y són també ombres. Les dilatacions i erosions de les imatges de nivells de gris poden ser calculades directament. La dilatació de $U[a]$ per l'element estructurant B , ens dóna l'umbra D , en un punt determinat (x,y) , la imatge dilatada $d(x,y)$ es calcula com el màxim de la suma dels nivells de gris $b(x,y)$, la funció que descriu la superfície de B , amb cadascun dels punts de $a(x,y)$:

$$d(x,y) = \max_{i,j} [a(x-i,y-j) + b(i,j)] \quad (47)$$

L'erosió de $U(a)$ per B es determina com el mínim de la diferència dels nivells de gris de $b(x,y)$ i els punts de $a(x,y)$. Per tant els nivells de gris de la imatge erosionada $e(x,y)$ són:

$$e(x,y) = \min_{i,j} [a(x-i,y-j) - b(i,j)] \quad (48)$$

Si b és un element estructurant simètric amb tots els seus valors iguals, llavors dilatació i erosió es converteixen simplement en trobar el màxim i el mínim en un entorn igual al del element estructurant B .

4.6. *Altres operacions morfològiques.*

Existeixen altres operacions morfològiques que s'utilitzen principalment per segmentar una imatge, es a dir, separar parts d'ella que tenen una característica especial, algunes de les més importants són:

Augment del pendent

En alguns casos pot ser necessari l'increment del pendent d'una funció determinada amb la finalitat posterior de delimitar els contorns. Una manera de fer-ho és calcular (Fig. 15) la dilatació i l'erosió de la funció amb nivells de gris, amb un element estructurant pla B. Llavors cada pixel tindrà el valor de la funció dilatada si aquesta té un valor més pròxim a la funció original que la funció erosió. I es prendrà el valor de la funció erosió en cas contrari.

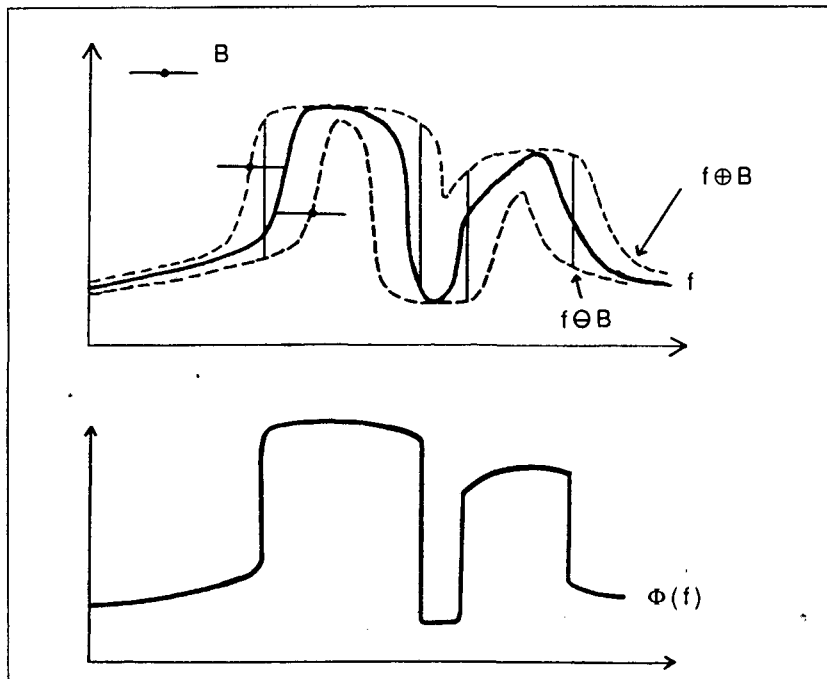


Figura 15. Augment del pendent d'una funció.

Gradient morfològic i top-hat.

Si estem en un espai euclidià, la combinació d'operacions morfològiques i aritmètiques permet definir noves transformacions com el gradient morfològic i el top-hat.

El gradient morfològic d'una funció f es defineix com:

$$\text{grad}(f) = [(f \oplus B) - (f \ominus B)]/2 \quad (49)$$

Podem definir diferents tipus de gradients prenent en lloc de la diferència entre la dilatació i l'erosió d'una funció la diferència entre la dilatació i la funció, sense tenir en compte la divisió per 2 o bé la diferència entre la funció i l'erosió, a la figura 16 es poden veure els resultats al aplicar diferents formes de gradient a una mateixa funció. El top-hat (Fig. 17) és una transformació utilitzada per obtenir els màxims d'una funció que tinguin una altura i una amplada determinades. S'obté fent la diferència entre la funció i el seu opening, es a dir:

$$\text{top-hat de } f = f - f_B \quad (50)$$

L'obertura (opening) eliminarà els màxims d'un valor determinat, per tant la diferència de la funció i la seva obertura ens donarà precisament aquests màxims.

L'amplada la controlarem a través de l'element estructurant utilitzat, mentre que l'altura la controlem a través d'un thresholding del resultat del top-hat.

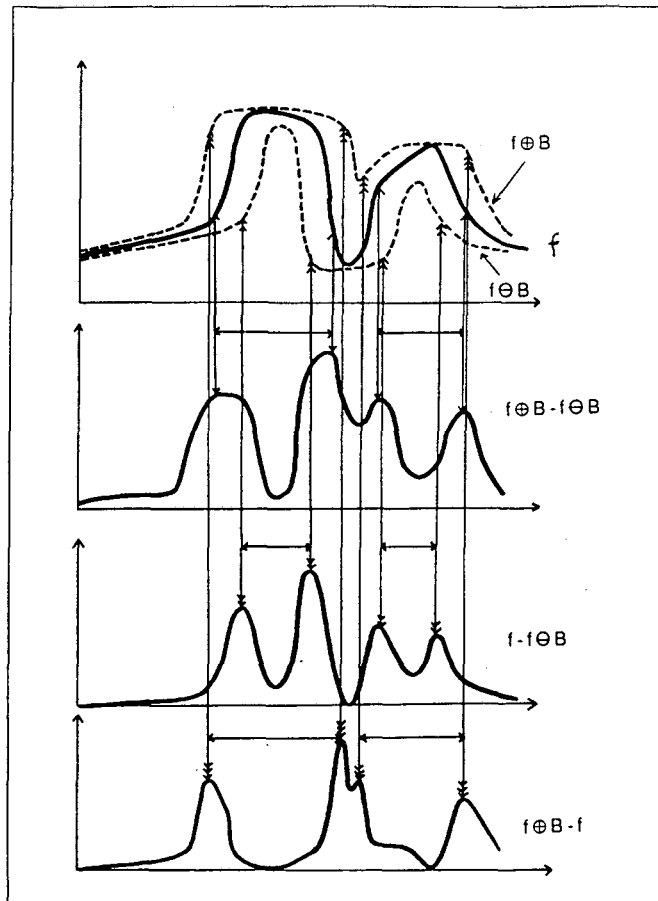


Figura 16. Gradients morfològics.

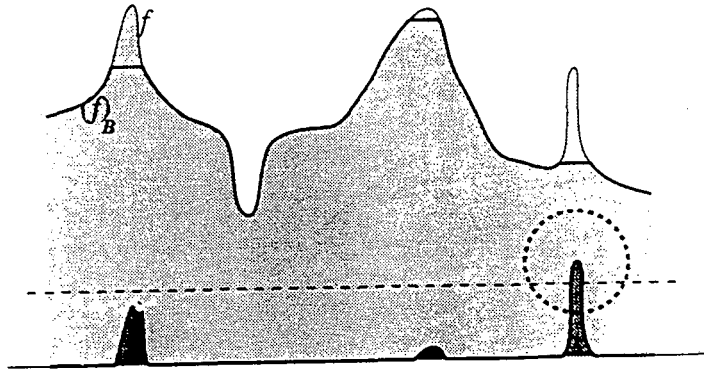


Figura 17. Determinació del top-hat

Màxims R-h

Aquest algorisme té per objecte extreure màxims d'una funció que tenen la característica de tenir un pendent superior a un valor donat. Prèviament, marquem els màxims locals, després rebaixem tots els màxims una altura h i efectuem una dilatació condicional a la funció de partida. La dilatació engrandirà aquests màxims una distància r . Si a partir d'un màxim es troba un altra vegada la funció de partida, es que tenim un pendent superior a h/r al voltant d'aquest màxim.

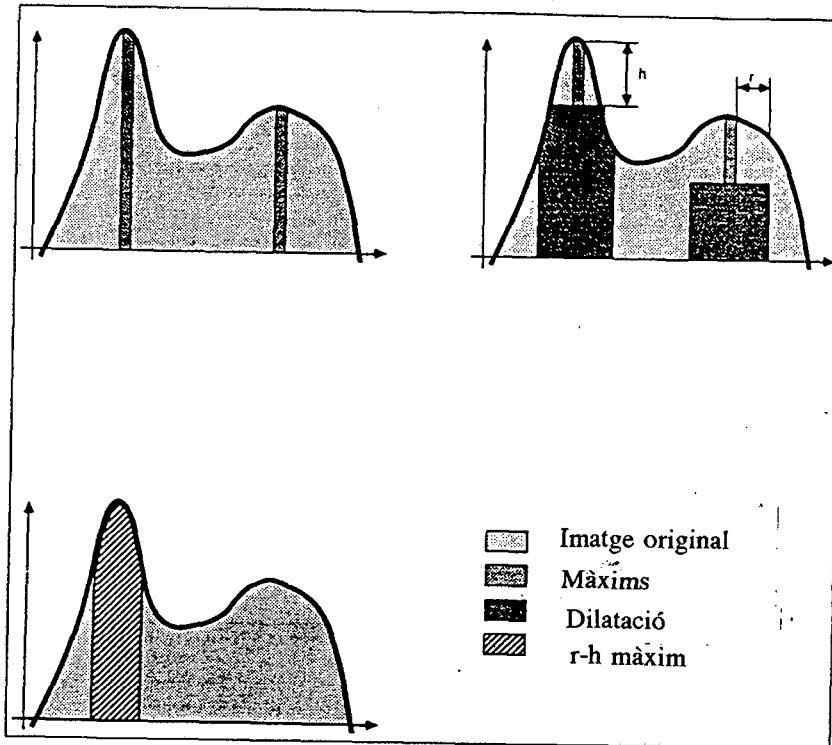


Figura 18. Determinació del màxim $r-h$

Watersheds

Intuitivament la idea de watershed es senzilla. Imaginem que plou sobre una superfície definida per una funció f , l'aigua baixarà costa avall per el camí que li permeti baixar més ràpid, l'aigua es reuneix i va a través de canals fins el punt més baix, que serà un mínim de la funció f i allà es para. La zona d'atracció d'un mínim de f s'anomena watershed. La imatge es dividirà en diferents zones separades per unes línies anomenades LPE ("lignes de partage des eaux"). Aquestes línies divideixen les conques de la superfície. Per dualitat, si considerem la

funció complementària de f llavors els watersheds i les LPE es converteixen en turons i canals respectivament. Les LPE i els canals formen xarxes que poden ser infinites.

Aquest algorisme ens permetrà en el cas de les nostres imatges dividir la superfície topogràfica de la zona cardíaca, a través dels seus canals. Una d'aquestes zones serà la corresponent al ventricle esquerre.

Dividirem la imatge ens successius nivells i aplicarem a cada un d'ells començant pel més alt un engruiximent homotòpic, condicionat al nivell inferior, i anirem baixant de nivell

El fet de que conservi l'homotopia impedirà que al baixar de nivell no se solapin les diferents regions, a més afegim les regions que vagin apareixen. Al capítol 6 tenim explicitat l'algorisme.

Capítol 5 .RESTAURACIÓ.

5.1. Introducció.

Un pas previ a la aplicació de la morfologia matemàtica a les nostres imatges, el constitueix el de modificar aquestes imatges a través de tècniques de restauració, les quals milloren simultàniament la interpretació de la imatge i suprimeixen el soroll.

Les imatges digitals obtingudes en medicina nuclear tenen relativament pocs comptes, degut a dues raons principals. Primera, la dosi radiofarmacèutica és baixa per evitar un excés de radiació sobre el malalt, i segona el temps de adquisició és curt. Aquesta segona limitació ve donada per un costat pel període en el que el pacient pot estar quiet, i per altre pel temps en que la distribució del radiofàrmac es manté constant. Això fa que les imatges tinguin baixa qualitat i que no s'apreciïn bé els detalls degut al soroll existent, és a dir a la fluctuació estadística present.

Per altre part, les imatges obtingudes en medicina nuclear tenen una baixa resolució espacial, degut al sistema col·limador associat amb la gammacàmera. La degradació que pateix la imatge és complexa, ja que depèn de la distància entre l'objecte i la gammacàmera.

A la figura 20, tenim una imatge gammagràfica del cor, obtinguda pel mètode de l'equilibri.

Varis filtres digitals han estat proposats per produir una òptima restauració de la qualitat de la imatge. La optimització del procés de

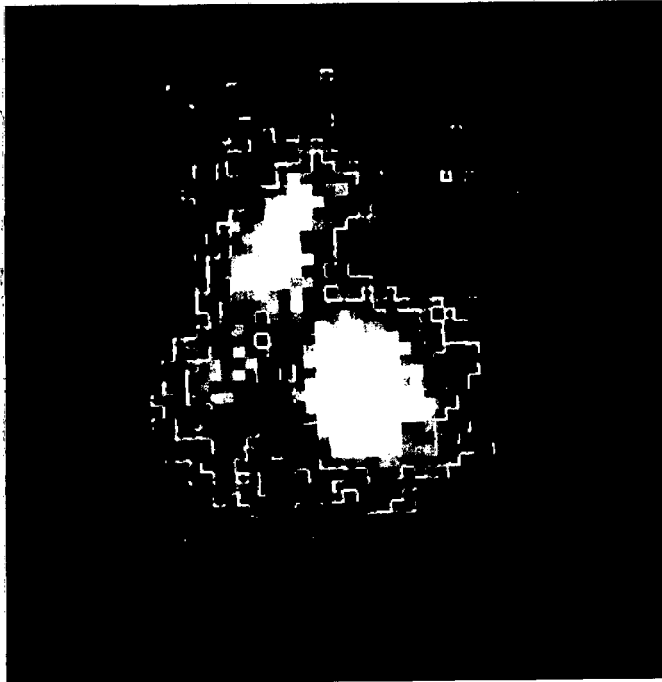


Figura 20. Imatge gammagràfica del cor obtinguda pel mètode de l'equilibri.

filtrat depèn de l'establiment d'un criteri del qual resulta el filtre.

Un d'aquests criteris és el del filtre de Wiener, que minimitza l'error quadràtic mitjà entre l'objecte i la imatge restaurada del objecte (Pratt, 1978). El filtre de Wiener ja ha estat utilitzat anteriorment donant bons resultats. (King, 1983), ja el van utilitzar en la imatges cardíques de tali-201, (Miller, 1984), apliquen el filtre de Wiener, fent modificacions heurístiques per adaptar-lo millor a aquest tipus d'imatges. Hon (Hon, 1989) ha aplicat el filtre de Wiener tant a imatges gammagràfiques planars com a imatges de SPECT (tomografia gammagràfica) . Aquest filtre requereix un coneixement

detallat de l'objecte i el soroll, en concret els seus espectres de potència, i també del procés de "emborronament", per tant cal conèixer la funció de transferència (MTF) del sistema formador de la imatge o sigui de la gammacàmera.

Hem comprovat que el filtre de Wiener millora les imatges per varies raons.

- a) Estudis amb pocs comptes i baixa qualitat , que serien impossibles d'interpretar sense filtrar, poden ser avaluats amb seguretat.
- b) La dificultat de veure un nombre molt gran d'imatges és facilitat per l'augment de la claredat.
- c) La detecció de contorns és més acurada tant amb els mètodes manuals com amb els automàtics.

5.2. El problema general de la restauració.

La restauració d'una imatge és el procés mitjançant el qual intentem reconstruir o recuperar una imatge que ha estat degradada, utilitzant cert coneixement a priori de la causa de la degradació. Així el procés restauratiu consistirà en invertir el procés degradatiu, per obtenir la imatge original. Això implica la formulació d'un criteri de qualitat de la imatge obtinguda després de la restauració.

5.2.1 Procés de formació de les imatges.

El sistema formador de imatges en gammagrafia està descrit al Capítol 1. El procés de formació d'imatges en general per objectes extensos es basa en el principi de superposició i en la condició de que el sistema sigui invariant espacialment, (Goodman ,1968 ; Andrews , 1977) .

Si el sistema es lineal es compleix que en el pla imatge la intensitat en un punt és la suma de les intensitats amb que contribueixen els diferents punts del pla objecte. Sigui $f(\alpha, \beta)$ la distribució d'emissió en el pla objecte, $g(x, y)$, la distribució d'intensitat en el pla imatge i $h(x, y, \alpha, \beta)$ la funció que descriu la imatge d'un punt objecte situat a (α, β) , aquesta funció s'anomena PSF (Point Spread Function). Aplicant el principi de superposició obtenim:

$$g(x, y) = \iint h(x, y, \alpha, \beta) f(\alpha, \beta) d\alpha d\beta \quad (51)$$

Si es compleix que la distribució d'intensitat a la imatge d'un punt no depen de la posició d'aquest, el sistema és invariant espacialment i la funció imatge d'un punt serà de la forma $h(x - \alpha, y - \beta)$, quedant l'expressió (51):

$$g(x, y) = \iint h(x - \alpha, y - \beta) f(\alpha, \beta) d\alpha d\beta \quad (52)$$

Resultant que la imatge es forma com una integral de convolució de la distribució d'emissió en l'objecte per la imatge d'un punt, quedant:

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y)$$

En Medicina Nuclear es pot considerar aquest model vàlid sempre que les activitats no siguin molt elevades: lluny de la zona de saturació. Per altre part l'energia no es conserva totalment degut a tres efectes (Puchal, 1988):

- a) El col·limador elimina fotons que no incideixen en la direcció dels orificis.
- b) El refús d'aquells fotons que tenen be una energia massa baixa o massa alta.
- c) La pèrdua de comptes quan el ritme de comptes és molt elevat en els convertidors analògic-digital.

El sistema formador d'imatge en gammagrafia no compleix estrictament la condició d'invariància espacial ja que la imatge d'un punt depen de la situació d'aquest en el pla imatge respecte de la estructura del col·limador, no obstant es pot pendre una imatge de punt promig (Millán, 1976; Miracle, 1979; Puchal, 1988) i aplicar la teoria descrita.

5.2.2. *Deconvolució.*

La imatge consisteix en una distribució d'intensitat que és equivalent doncs a la distribució d'intensitat de l'objecte convolucionada per la PSF del sistema.

Sense pèrdua de generalitat podem considerar un espai unidimensional

$$g(r) = f(r) * h(r) \quad (54)$$

o en el domini de freqüències:

$$G(\omega) = F(\omega) H(\omega) \quad (55)$$

Degut a la forma que en general té la funció de transferència $H(\omega)$, el sistema formador d'imatges degrada la imatge atenuant els components d'alta freqüència. Per tornar a la imatge original en el camp de freqüències cal fer:

$$F(\omega) = \frac{G(\omega)}{H(\omega)} \quad (56)$$

La distribució de l'objecte es troba per tant compensant les pèrdues relatives causades pel sistema. Això funcionarà sempre que no tinguem $H(\omega) = 0$ per alguna freqüència.

5.2.3. Deconvolució en presència de soroll.

La presència de soroll reduirà l'efectivitat del filtre invers $1 / H(\omega)$ tan aviat com la magnitud del espectre del soroll sigui comparable a la de la imatge. Aquest filtre engrandirà el soroll d'alta freqüència de la imatge. Considerem com a filtre òptim aquell que actuant sobre la imatge degradada pel soroll, ens dona una estimació de la imatge ideal amb el mínim error quadràtic. Es a dir si

$$g(r) = f(r) * h(r) + n(r) \quad (57)$$

L'espectre de potència de la imatge degradada serà:

$$\Phi_g(\omega) = \Phi_f(\omega)|H(\omega)|^2 + \Phi_n(\omega) \quad (58)$$

Suposant que el soroll és additiu i no correlacionat amb el senyal.

La intensitat del objecte ideal $g'(r)$ pot ser estimada de $g(r)$ per convolució amb la funció $h'(r)$ que és la transformada del filtre que busquem $H'(\omega)$

$$g'(r) = g(r) * h'(r) \quad (59)$$

que passant al camp de freqüències

$$G'(\omega) = G(\omega)H'(\omega) \quad (60)$$

El valor que minimitza el valor esperat de $(g'(r) - f(r))^2$ sobre tota la imatge: l'error quadràtic mig (e.q.m.) està donat per

$$\begin{aligned} (e.q.m.) &= E[(g'(r) - f(r))^2] = \\ &= E[|g'(r)|^2 + |f(r)|^2 - g'(r)f(r) - f(r)g'(r)] \end{aligned} \quad (61)$$

on E significa el valor esperat.

Transformant l'equació en l'espai de freqüències tenim:

$$(e.q.m.) = E[|G'(\omega)|^2 + |F(\omega)|^2 - G'(\omega) \cdot F(\omega) - F(\omega) \cdot G'(\omega)] = \frac{\Phi_f(\omega) + |H'(\omega)|^2(\Phi_f(\omega) |H(\omega)|^2 + \Phi_n(\omega)) - H'(\omega)H(\omega)\Phi_f(\omega)}{\Phi_f(\omega) |H(\omega)|^2 + \Phi_n(\omega)} \quad (62)$$

Això serà un mínim quan:

$$H'(\omega) = \frac{H^*(\omega)\Phi_f(\omega)}{\Phi_f(\omega) |H(\omega)|^2 + \Phi_n(\omega)} \quad (63)$$

o

$$H'(\omega) = \frac{1}{H(\omega)} \frac{(H(\omega))^2}{(H(\omega))^2 + \frac{\Phi_n(\omega)}{\Phi_f(\omega)}} \quad (64)$$

On $H(\omega)$ és la MTF del sistema, $H^*(\omega)$ és el complex conjugat de $H(\omega)$, Φ_n és l'espectre de potència del soroll, i Φ_f és l'espectre de potència de l'objecte.

Aquest és l'anomenat filtre de Wiener.

La forma de l'expressió (64) ens permet veure el doble paper de restaurador de la imatge i de supressor del soroll d'aquest filtre.

La primera part actua com el filtre invers, en un paper eminentment recuperador de la resolució del sistema. La segona part actua com un filtre passa baixos, la capacitat del qual depèn de la relació entre el quadrat de la MTF i el quocient entre les magnituds dels espectres de

potència del soroll i de l'objecte.

Per tant per aplicar el filtre de Wiener cal conèixer :

- a) La funció de transferència del sistema.
- b) Els espectres de potència del objecte (desconegut) i del soroll.

5.2.3.1. *Determinació de la funció de transferència del sistema.*

Donat que la imatge gammagràfica és una compressió d'una informació tridimensional en una bidimensional, on la resolució espacial varia amb la distància al col·limador, no hi ha cap valor de la MTF que sigui estrictament correcte, cal considerar una MTF mitja per la profunditat d'interès considerada.

Suposant que la degradació és isotròpica i assimilant-la a una gaussiana amb una σ coneguda que dependrà de la distància del col·limador a un punt mig del objecte en aquest cas el ventricle esquerre.

5.2.3.2. *Determinació dels espectres de potència de l'objecte i del soroll.*

Aquests espectres de potència no es poden determinar directament. Per determinarlos hem recorregut al treball de Goodman i Belsher, (Goodman i Belsher, 1976). Van demostrar que en imatges degradades per soroll de Poisson, que és el cas de les nostres imatges, l'espectre de potència de la imatge és igual al producte de l'espectre de potència de l'objecte i el quadrat de la funció de transferència, més l'espectre de potència del soroll. Es a dir

$$\Phi_g(\omega) = H(\omega)^2 \Phi_f(\omega) + \Phi_n \quad (65)$$

Per altra part Goodman i Belsher també van establir que l'espectre de potència del soroll és constant e igual al nombre de comptes totals del objecte (N). Es a dir:

$$\Phi_n = N \quad (66)$$

i per tant:

$$\Phi_g(\omega) = H(\omega)^2 \Phi_f(\omega) + N \quad (67)$$

o

$$\Phi_f(\omega) = \frac{\Phi_g(\omega) - N}{H(\omega)^2} \quad (68)$$

D'aquesta manera si coneixem la funció de transferència del sistema, l'espectre de potència de la imatge i el número de comptes totals podem implementar el filtre.

Aplicarem aquest filtre a les imatges gammagràfiques i al capítol 6 en veurem els resultats.

RESULTATS

6.1. Característiques de les imatges i forma de captació.

Les imatges utilitzades són per un costat imatges provinents d'estudis de ventriculografia isotòpica reals i per l'altre imatges procedents del model que simula el ventricle esquerre.

6.1.1 Imatges cardíaques reals.

Per a la realització d'aquest treball ens han estat cedides imatges de ventriculografies isotòpiques en equilibri realitzades a pacients en el Servei de Medicina Nuclear del Hospital General Vall d'Hebron de Barcelona, durant els mesos de gener a juliol de 1988.

Cada estudi consta de 20 imatges. Les imatges van ésser escollides sense prefixar cap criteri de selecció. Dos dels estudis van ser refusats degut a la molt baixa qualitat de les imatges. El mètode pel càlcul dels volums ha estat el mètode de Links, ja explicat anteriorment (Cap 2). A la taula 1 s'especifiquen els diferents paràmetres determinats per l'aplicació d'aquest mètode.

6.1.1.1. Els paràmetres obtinguts i la seva relació respecte al mètode de Links.

A la taula 1 es donen els diferents paràmetres i especifiquem a continuació com es determinen i que signifiquen.

L'operador busca a través del visor l'angle millor que li permeti obtenir una imatge on el ventricle esquerre quedi netament separat de les altres cavitats cardíaques.

a, expressat en graus és l'angle respecte a la normal d'una recta que uneix el ventricle esquerre amb la gammacàmera perpendicular al col·limador d'aquesta.

d: és la profunditat del ventricle esquerre, és a dir la distància des de la gammacàmera, que està tocant la pell del pacient, fins el ventricle esquerre. Es pren com a centre del ventricle el punt de valor màxim a la imatge gammagràfica. Aquesta profunditat es determina, com s'ha dit anteriorment (Cap. 2), dividint la distància lateral (d') que hi ha entre un punt emissor sobre la superfície de la pell i el ventricle esquerre, pel sinus del angle a, d'aquesta manera tenim que $d = d'/\sin a$.

El valor de d' es determina en pixels sobre el visor i cal fer per tant la conversió de pixels a centímetres.

t i n són el temps de captació de cada imatge (de les vint de que es compona cada cicle) i el número de cicles respectivament. El producte $t*n$ ens dóna el temps real de captació en segons de cada imatge.

at és el factor d'atenuació obtingut de $at = e^{-\mu*d}$ on s'ha pres $\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$ segons Links (Links, 1982).

c és el número de comptes per mililitre i per segon emès per una mostra de sang del pacient dins d'una càpsula de Petri situada directament sobre el col·limador de la gammacàmera.

Es l'objectiu d'aquest treball el de considerar diferents formes de determinar el contorn i el fons de les imatges. Una vegada trobat el contorn del ventricle i determinat el fons de les imatges, podrem establir el número de comptes que provenen del ventricle esquerre.

Si CT és el número de comptes totals que tindrem dins el contorn, Ar és l'àrea en pixels d'aquest contorn i f és el fons per pixel. que determinarem, llavors tenim que el número de comptes pertanyents al ventricle (CN), serà:

$$CN = CT - Ar * f \quad (69)$$

Per tant el volum del ventricle esquerre serà:

$$Volum\ ventricle = \frac{CN * at}{t * n * c} \quad (70)$$

i la fracció d'ejecció:

$$F.E. = \frac{Volum\ diàstole - Volum\ sístole}{Volum\ diàstole} \quad (71)$$

6.1.1.2. Equips utilitzats.

La gammacàmera utilitzada ha estat una Picker dynacamara 4/15 connectada a un ordinador Digital Model PDP-11. (Fig. 21)



Fig. 20 Gammacàmera utilitzada per l'obtenció de les imatges.

Resultats

Nom del pacient	a	d	t	n	at	c
altaba	38	6.51	62	738	2.62	19.94
fernán	41	9.56	48	1009	4.22	8.89
garcia	37	7.49	42	1409	3.10	19.07
gonzal	36	8.16	33	1036	3.42	25.22
herrer2	36	7.52	33	1527	3.10	18.91
hurtad	37	10.25	52	756	4.71	16.75
jimene	37	7.00	52	525	2.87	21.99
jimene3	46	9.22	49	736	4.00	18.87
jimene4	48	8.27	41	1278	3.45	5.48
marco	35	4.70	32	1194	2.02	8.11
martin	37	6.92	51	646	2.82	18.5
martin2	37	7.52	53	744	3.10	10.29
molina	40	7.36	50	631	3.02	28.83
murcia	36	8.66	45	802	3.69	30.44
pintad	37	6.66	44	1005	2.61	19.05
ramonj	36	7.69	44	800	3.20	16.28
romero	41	6.34	51	877	2.59	11.57
ruizbe	40	6.72	39	857	2.76	22.51
sotomo	44	6.21	40	857	2.54	33.07
taltab	39	7.84	41	1061	3.24	25.17
vqragu	43	6.40	43	911	2.61	15.65
vqrnog	37	6.92	26	1260	2.82	18.33
vqrrio	37	7.94	43	910	3.29	13.68

Taula 1 : Paràmetres utilitzats per la determinació del volum pel mètode de Links.

a: Angle en graus respecte a la normal, per la presa de les imatges.

d: Profunditat del ventricle esquerre en centímetres.

t: Temps de captació de cada imatge en cada cicle en milisegons.

n: Número de cicles.

at: Factor d'atenuació ($at = e^{\mu \cdot d}$) prenent $\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$

c : Número de comptes per mililitre i per segon emès per una mostra de sang.

6.1.1.3. Mètode de marcatge.

El mètode de marcatge ha estat un mètode de marcatge in vitro de hematíes ja descrit en el cap. 2. El procediment de marcatge consisteix en:

- a) Extreure 5 ml. de sang del pacient a la que se li afegeix una solució de pirofosfat d'estany que contingui una quantitat suficient de ions Sn^{++} (5 μg de Sn^{++} per ml de sang és la quantitat idònia).
- b) Agitar suaument per inversió i deixar reposar 5 minuts.
- c) Afegir 1 cm^3 de NaOCl al 0.1% i 1.5 cm^3 d'estabilitzant al 4.4%.
- d) Afegir el $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$ (25 mCi).
- e) Incubació durant 20 minuts a la temperatura ambient.

Utilitzant aquest procediment el rendiment obtingut del marcatge és superior al 96%.

6.1.2 Imatges procedents d'un model o "phantom".

Les imatges del ventricle esquerre de pacients presenten la dificultat de no poder conèixer de forma directa el seu volum. Mitjançant la construcció de un model de tòrax amb un "ventricle esquerre" en el seu interior, pretenem salvar aquesta dificultat.

6.1.2.1. El model. Forma i construcció.

El model consisteix en un cilindre de metacrilat, amb una base el·líptica, que representa un tòrax (Fig 21). Les dimensions del cilindre són : Una

base el·líptica amb eixos de 32 i 24 cm respectivament, i una alçada de 25 cm. Les parets del cilindre tenen un gruix de 0.7 cm. Per construir el phantom hem utilitzat metacrilat perquè el seu coeficient d'absorció és similar al del cos humà. Dins del tòrax hem situat un el·lipsoide buit que representa el ventricle esquerre.

Per simular les diferents fases del cicle cardíac, podem canviar els el·lipsoïdes. Disposem d'el·lipsoïdes de 22, 35, 45, 55, 75, 110, 140 i 185 ml. de volum.(Fig. 22)

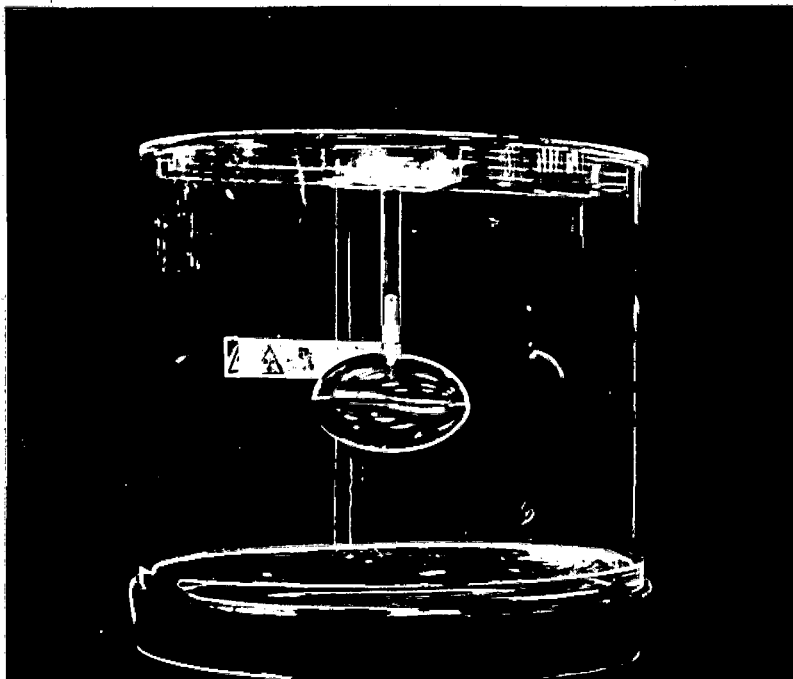


Figura 21. El model de tòrax utilitzat.

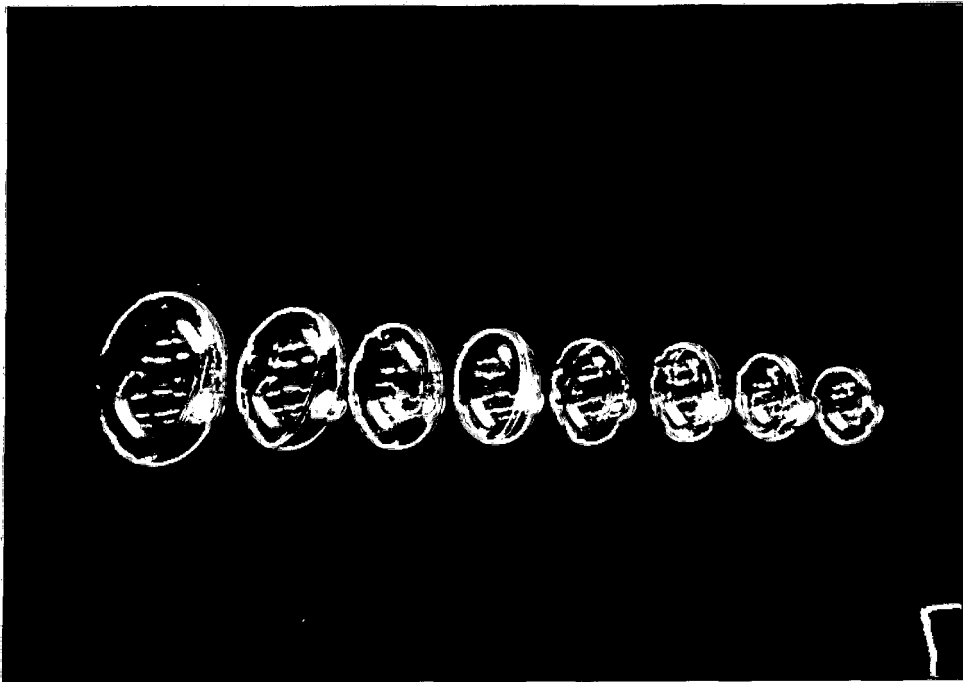


Figura 22. El·lipsoide de 22, 35, 45, 55, 75, 110, 140 i 185 ml que representen el ventricle esquerre en les diferents fases moviment.

6.1.2.2. Dilució de l'isòtop en el "ventricle" i en el cilindre.

Hem emplenat l'el·lipsoide amb aigua en la que hem dissolt pertecnetat(^{99m}Tc) sòdic amb una concentració de $250 \mu\text{C/litre}$. L'orientació de l'el·lipsoide pot ser variada i l'hem posada en una posició similar a la d'un ventricle esquerre real dins el tòrax humà. Per simular el fons, hem dissolt al interior del cilindre ^{99m}Tc , fins que els comptes per pixel provinents de la regió de fons fos igual a un terç del valor màxim obtingut

dins l'àrea del ventricle, en proporció similar a la obtinguda en una gammagrafia cardíaca.

6.1.2.3 Paràmetres obtinguts en les proves realitzades amb el model

Hem situat successivament els vuit el·lipsoides de que disposem dins del cilindre. La distància des del col·limador de la gammacàmera fins el centre dels el·lipsoides ha estat de 13.5 cm. La gammacàmera està situada tangent al cilindre en un punt que forma un angle de 30° amb l'eix curt del cilindre.

A diferència de les imatges reals, aquí les imatges són estàtiques i per tant no cal sumar els efectes dels successius cicles cardíacs. Hem considerat per tant un temps de presa d'imatges de 1 minut.

Per altre part hem col·locat sobre el col·limador de la gammacàmera 4 ml. d'aigua amb la mateixa concentració de Tc^{99m} que la que tenen els el·lipsoides. El número de comptes ha estat de 339.2 comptes per minut. A la figura 23, veiem la imatges obtinguda d'un el·lipsoide.

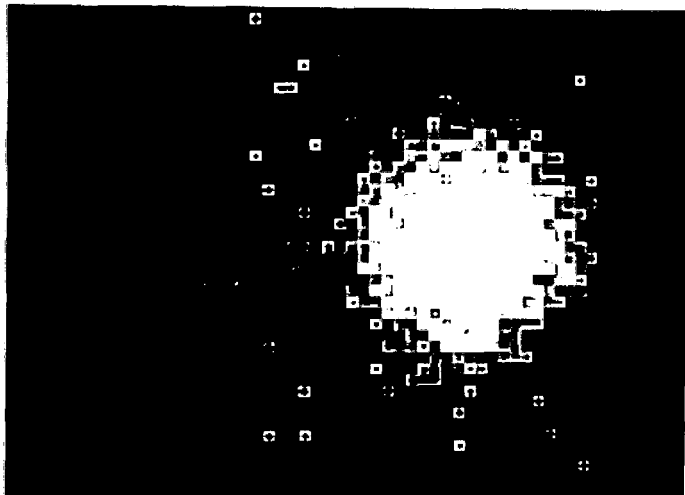


Figura 23. Imatge obtinguda d'un el·lipsoide.

6.1.2.4. Determinació del volum de l'el·lipsoide a través de les imatges.

Una vegada conegut el contorn pels mètodes que descriurem i amb les dades obtingudes fins ara podem calcular el volum de cada el·lipsoide. Per determinar el fons per pixel hem utilitzat una zona allunyada del ventricle amb valors uniformes. El número total de comptes obtinguts en aquesta zona, dividit pel número total de pixels, ens dóna el fons per pixel (f).

Així per determinar el volum hem utilitzat la fórmula següent:

$$Volum = \frac{CT - f * Ar}{c} e^{\mu * d} \quad (72)$$

on CT = Número de comptes dins del contorn.

f = Fons per pixel.

Ar = Número de pixels dins del contorn.

c = Número de comptes obtinguts en 1 ml. de mostra.

μ = Factor d'atenuació. ($\mu = 0.15 \text{ cm}^{-1}$)

d = Distància des del centre de l'el·lipsoide fins la gammacàmera.

6.2. Estudi de les imatges reals basat en la determinació de contorns i de fons realitzats per experts.

Els mètodes de detecció de contorns de imatges reals que estudiarem en aquest treball seran validats prenent com a referència els contorns determinats per experts.

6.2.1 Elecció d'experts.

Tres metges del Servei de Medicina Nuclear del Hospital General de la Vall d'Hebron van acceptar de participar com a experts en la delimitació manual dels contorns. Aquests metges realitzen aquesta activitat de forma habitual en el seu servei.

6.2.2 Realització dels contorns.

Es van preparar en el sistema Vinix les imatges dels pacients de manera que cada expert delimitava utilitzant un "mouse", els contorns en diàstole, en sístole i una zona de fons a la imatge en diàstole. Cada expert va delimitar successivament tots els contorns, de forma que als demés els era difícil recordar encara que ho observessin la forma del contorn determinat pel expert anterior, amb això s'assegurava la independència entre ells.

Les imatges de diàstole i sístole per cada pacient van ser elegides sempre les mateixes, per mutu acord entre els experts.

6.2.3 Resultats obtinguts.

A les figures 24 a 32 es poden observar els contorns en diàstole i sístole, i el contorn d'una zona de fons delimitats pels tres experts per un mateix cas (garcia).

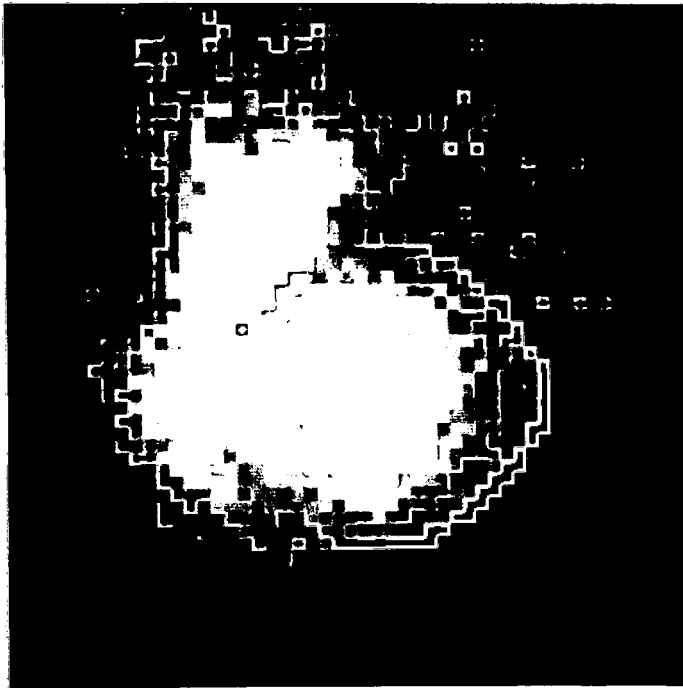


Figura 24. Contorn del ventricle esquerre en diàstole determinat pel expert 1, pel cas garcia.

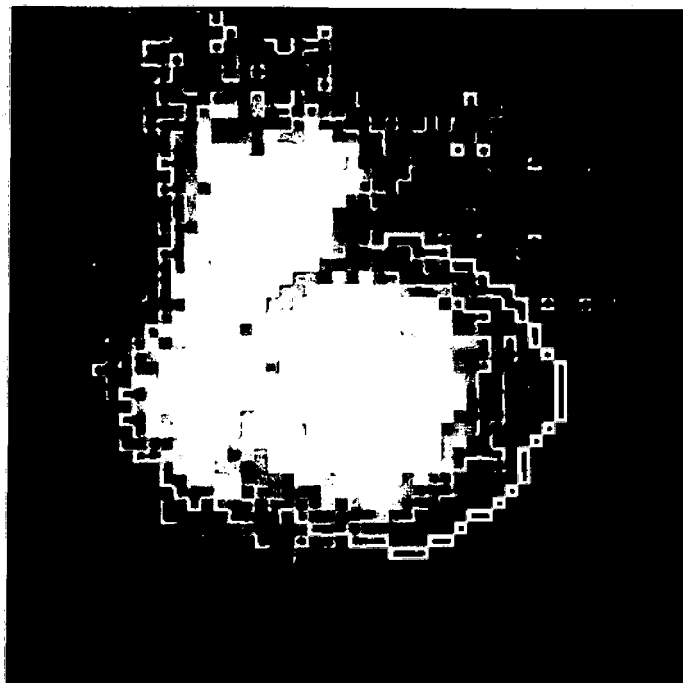


Figura 25. Contorn del ventricle esquerre en diàstole determinat pel expert 2, pel cas garcia.

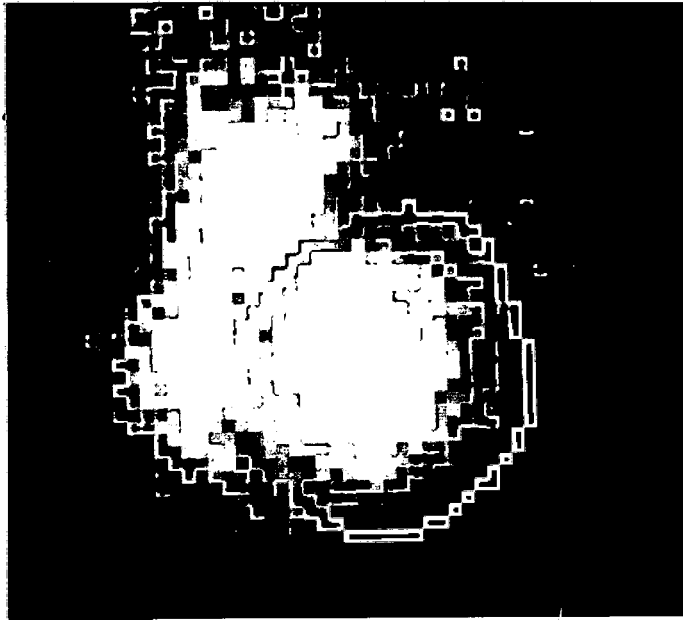


Figura 26. Contorn del ventricle esquerre en diàstole determinat pel expert 3, pel cas garcia.

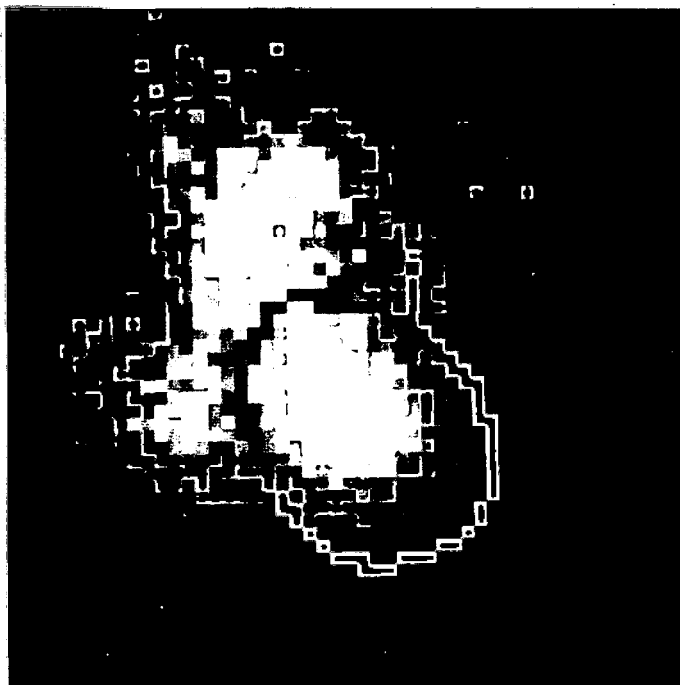


Figura 27. Contorn del ventricle esquerre en sístole determinat pel expert 1, pel cas garcia.

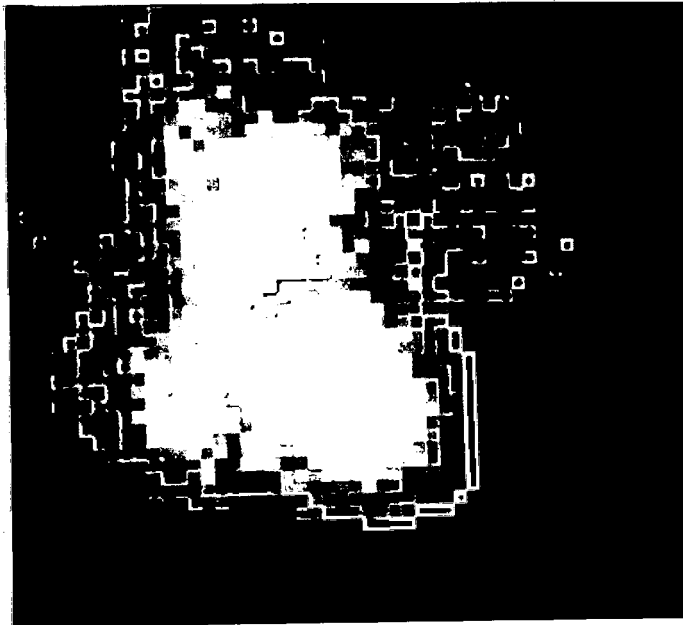


Figura 28. Contorn del ventricle esquerre en sistole determinat pel expert 2, pel cas garcia.

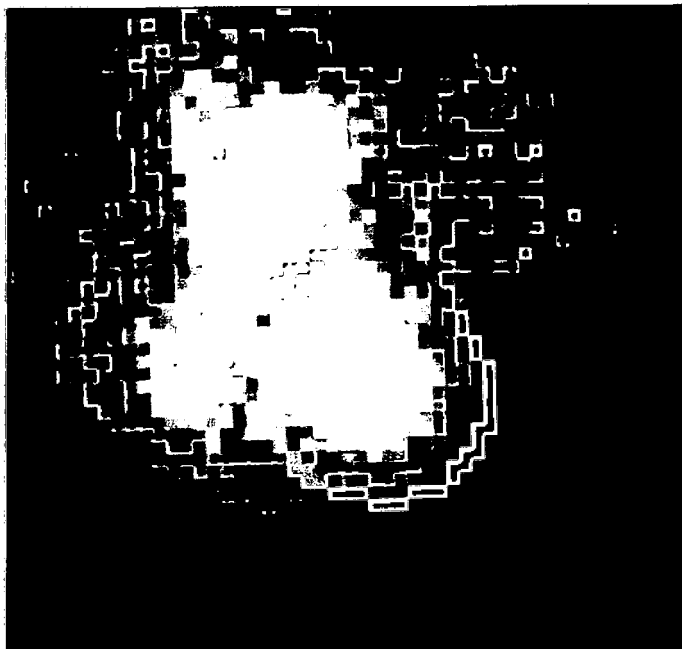


Figura 29. Contorn del ventricle esquerre en sistole determinat pel expert 3, pel cas garcia.

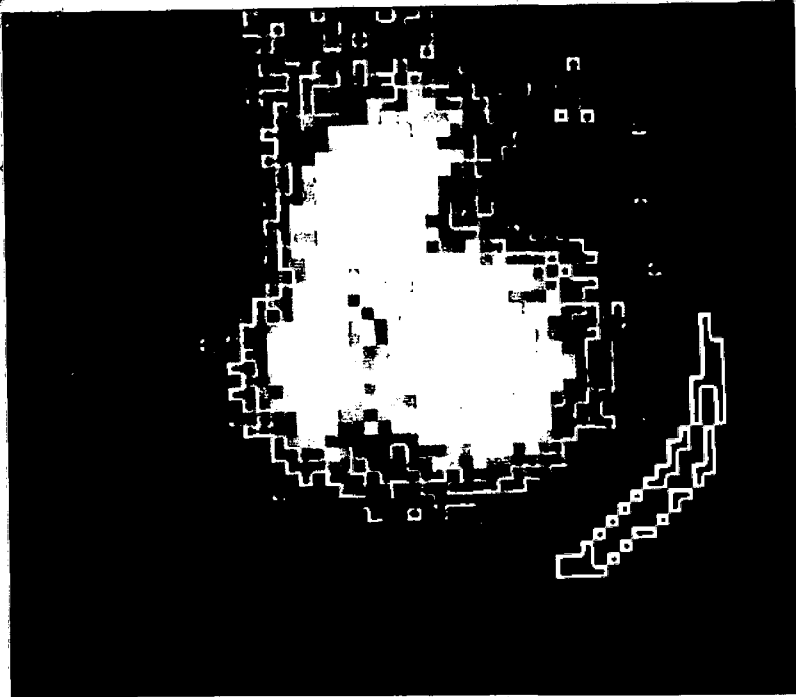


Figura 30. Contorn del fons determinat pel expert 1, pel cas garcia.

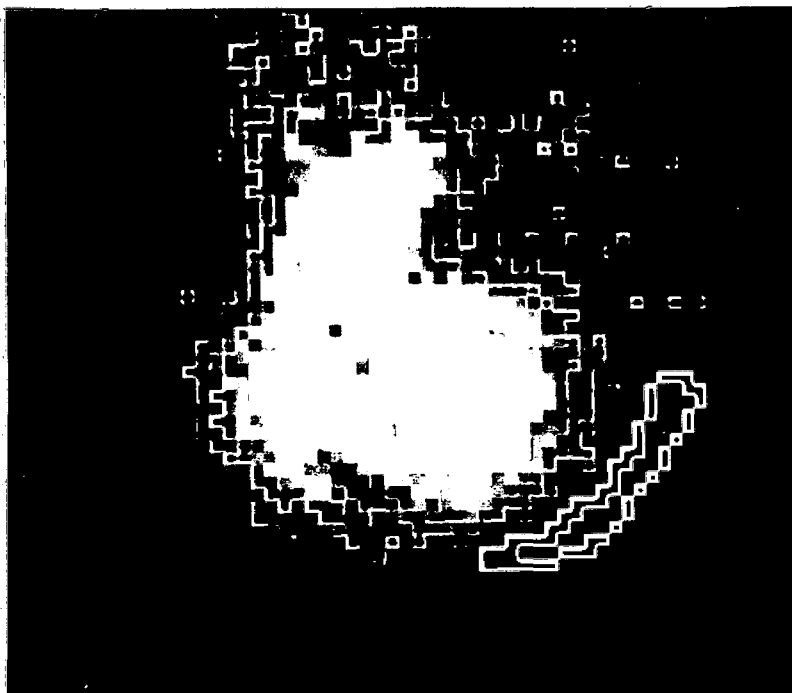


Figura 31. Contorn del fons determinat pel expert 2, pel cas garcia.

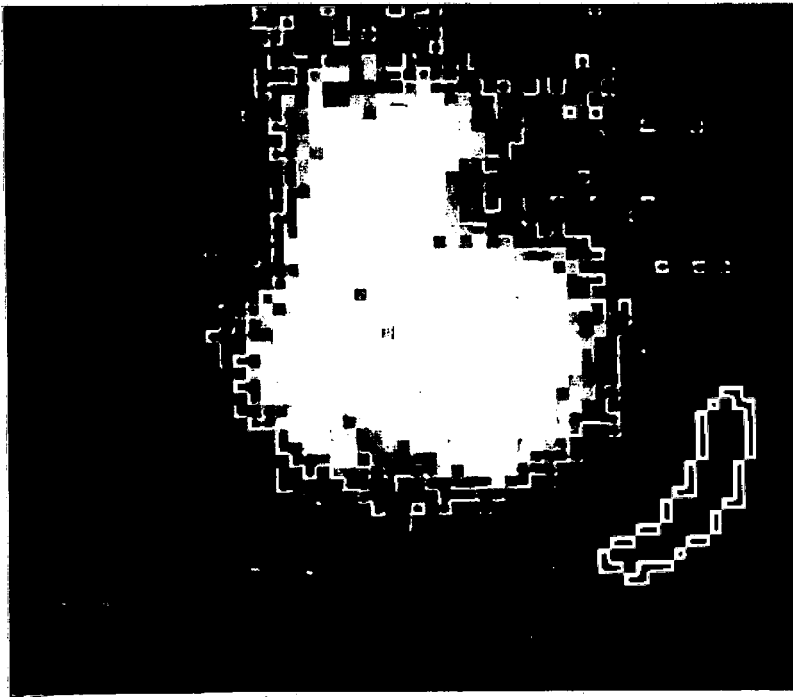


Figura 32. Contorn del fons determinat pel expert 3, pel cas garcia.

A les taules 2 a 4, estan expressats els resultats obtinguts per cada expert, on CTD és el número de comptes totals en diàstole, AD l'àrea ocupada pel contorn en diàstole expressada en pixels, CTS és el número de comptes en sístole, AS és l'àrea ocupada pel contorn en sístole, CF el número de comptes del fons i F l'àrea ocupada pel fons. Pels experts 2 i 3 hi ha casos, pels quals la prova no va ser realitzada perfectament per lo que aquests resultats han estat eliminats. Donades les característiques del sistema VINIX, el valor màxim d'un pixel és de 127.

Resultats

Pacient	CTD	AD	CTS	AS	CF	AF
altaba	33703	473	13121	188	921	61
fernán	24882	343	15323	220	1925	68
garcia	29143	452	20063	310	1450	84
gonzal	20890	414	10410	221	966	74
herrer2	23284	356	17178	269	1299	68
hurtad	39023	582	27384	434	2342	108
jimene	30724	479	11538	195	1854	59
jimene3	31140	483	22292	351	1252	48
jimene4	25945	364	14662	221	1510	48
marco	46614	675	35557	538	3910	143
martin	24696	408	12153	209	1971	80
martin2	28229	459	14212	262	1732	96
molina	16592	338	6720	142	999	55
murcia	28693	421	13729	230	1711	60
pintad	25536	424	18444	305	1318	72
ramonj	26878	378	14933	233	2455	67
romero	38719	684	22124	396	909	60
ruizbe	29940	487	16632	274	1124	59
sotomo	27716	436	18833	294	1217	67
taltab	21800	374	10612	208	640	42
vqragu	31231	539	18943	367	893	53
vqrnog	22815	460	13800	284	1319	74
vqrrio	32039	462	16811	249	1661	79

Taula 2 : Resultats obtinguts en la delimitació dels contorns dels ventricles pel **expert 1**. On:

CTD: número de comptes totals en diàstole.

AD: àrea ocupada pel contorn en diàstole expressada en pixels.

CTS: número de comptes totals en sístole.

AS: àrea ocupada pel contorn en sístole expressada en pixels.

CF: número de comptes del fons.

AF: àrea ocupada pel fons expressada en pixels.

Resultats

Pacient	CTD	AD	CTS	AS	CF	AF
altaba	28355	353	16947	234	1434	63
fernán	18938	232	9417	122	3595	82
garcia	30219	465	19433	291	1572	74
gonzal	17376	339	7236	140	1282	91
herrer2	25942	376	16052	231	1328	64
hurtad	-	-	-	-	-	-
jimene	29430	426	14784	224	1487	64
jimene3	28417	415	20142	307	1200	37
jimene4	21071	272	11613	160	2368	55
marco	32967	459	24876	318	1901	69
martin	17456	267	10271	162	2370	82
martin2	23616	361	11379	191	2067	88
molina	15858	305	8614	193	723	36
murcia	22296	312	14289	260	808	27
pintad	19579	267	14269	214	2745	95
ramonj	23135	304	14455	214	1807	48
romero	28989	475	19341	358	1818	93
ruizbe	24987	386	14389	235	1981	83
sotomo	24753	346	16825	255	1446	64
taltab	20294	340	12158	225	1513	84
vqragu	28417	504	18579	356	1301	64
vqrnog	17915	345	10958	223	1564	83
vqrrio	28730	404	15536	223	1825	75

Taula 3 : Resultats obtinguts en la delimitació dels contorns dels ventricles pel **expert 2**. On:

CTD: número de comptes totals en diàstole.

AD: àrea ocupada pel contorn en diàstole expressada en pixels.

CTS: número de comptes totals en sístole.

AS: àrea ocupada pel contorn en sístole expressada en pixels.

CF: número de comptes del fons.

AF: àrea ocupada pel fons expressada en pixels.

Resultats

Pacient	CTD	AD	CTS	AS	CF	AF
altaba	30603	435	18583	282	728	31
fernán	22851	306	16360	238	1467	37
garcia	27956	417	20618	341	907	36
gonzal	18130	350	9600	206	738	52
herrer2	-	-	-	-	-	-
hurtad	-	-	-	-	-	-
jimene	24418	335	13919	211	1003	32
jimene3	-	-	-	-	-	-
jimene4	23618	305	12306	175	1588	31
marco	35119	478	31967	445	1261	39
martin	20405	334	12454	224	938	32
martin2	24006	389	11592	207	1613	66
molina	16123	315	8840	201	823	45
murcia	21830	298	13924	215	793	24
pintad	20339	309	15525	247	9068	31
ramonj	22434	305	15347	233	1929	52
romero	31483	525	20909	389	744	31
ruizbe	24236	364	15737	266	986	35
sotomo	25764	408	19470	310	1019	44
taltab	19414	311	9805	183	1290	63
vqragu	28417	504	18579	356	1641	91
vqrnog	16003	291	12854	269	808	35
vqrrio	27077	377	16657	250	1134	40

Taula 4 : Resultats obtinguts en la delimitació dels contorns dels ventricles pel **expert 3**. On:

CTD: número de comptes totals en diàstole.

AD: àrea ocupada pel contorn en diàstole expressada en pixels.

CTS: número de comptes totals en sístole.

AS: àrea ocupada pel contorn en sístole expressada en pixels.

CF: número de comptes del fons.

AF: àrea ocupada pel fons expressada en pixels.

Amb els valors anteriors podem calcular els comptes nets (69) en diàstole (CND), és a dir els comptes totals menys el fons multiplicat per l'àrea en diàstole. També podem calcular els comptes nets (69) en sístole (CNS) ,així com els volums equivalents en mililitres en diàstole (V_d) i sístole (V_s) prenent $\mu = 0.15$, i finalment la fracció d'ejecció (FE) (71).

El sistema VINIX utilitza 127 nivells de gris, al introduir les imatges en aquest sistema hem normalitzat els valors de cada estudi a 127. Per obtenir els valors reals cal multiplicar cada estudi pel factor de normalització corresponent. Els resultats que donarem ara venen expressats en comptes reals. Aquests resultats estan expressats a les taules 5 a 7

A les figures 33 a 47 es comparen els valors obtinguts pels experts, en comptes totals, fons i comptes nets, tant en diàstole com en sístole, sempre en comptes reals. En cada cas s'ha ajustat una recta de regressió i a les figures corresponents es donen també les equacions de les rectes i el coeficient de correlació. Aquest coeficient està definit com:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N x_i y_i - \frac{\sum_{i=1}^N x_i \sum_{i=1}^N y_i}{N}}{\sqrt{\sum_{i=1}^N x_i^2 - \frac{[\sum_{i=1}^N x_i]^2}{N}} \sqrt{\sum_{i=1}^N y_i^2 - \frac{[\sum_{i=1}^N y_i]^2}{N}}} \quad (73)$$

On x_i , y_i són els valors corresponents pels eixos x i y i N és el número de valors.

Resultats

Pacient	CND	CNS	V_d	V_s	FE
altaba	71243	27580	204.6	79.2	61 %
fernán	20224	12124	198.2	118.9	40 %
garcia	60923	41999	167.3	115.4	31 %
gonzal	35660	17583	141.4	69.7	51 %
herrer2	32967	24079	107.2	78.3	27 %
hurtad	46177	31434	330.3	224.8	32 %
jimene	30604	10565	146.3	50.6	65 %
jimene3	36208	25653	212.8	150.8	29 %
jimene4	15346	8163	184.4	98.1	47 %
marco	34451	25506	224.6	166.3	26 %
martin	25726	12304	119.0	56.9	52 %
martin2	24406	11605	186.5	88.7	52 %
molina	22379	8865	74.3	29.4	60 %
murcia	38738	16645	130.1	55.9	57 %
pintad	40703	29451	126.1	91.2	28 %
ramonj	22274	10935	124.4	61.1	51 %
romero	48257	27441	241.5	137.3	43 %
ruizbe	43754	24166	160.5	88.7	45 %
sotomo	52168	35556	116.9	79.7	32 %
taltab	37631	17395	111.4	51.5	54 %
vqragu	53850	31021	229.3	132.1	42 %
vqrnog	30720	18365	144.3	86.2	40 %
vqrrio	35019	18158	215.2	111.6	48 %

Taula 5: Resultats obtinguts per l'expert 1 on:

CND: Comptes nets en diàstole.

CNS: Comptes nets en sístole.

V_d : Volum equivalent en mililitres en diàstole.

V_s : Volum equivalent en mililitres en sístole.

FE: Fracció d'ejecció.

Resultats

Pacient	CND	CNS	V _d	V _s	FE
altaba	54449	31169	156.3	89.5	42 %
fernán	11682	5423	114.5	53.2	53 %
garcia	58069	37829	159.5	103.9	34 %
gonzal	29387	12254	116.5	48.6	58 %
herrer2	38766	27310	126.1	88.8	29 %
hurtad	-	-	-	-	-
jimene	38142	18706	182.3	89.4	51 %
jimene3	29209	19889	171.7	116.9	32 %
jimene4	9911	5002	119.1	60.1	50 %
marco	24863	19716	162.1	128.5	21 %
martin	17110	9818	79.1	45.4	43 %
martin2	18520	8433	141.5	64.4	54 %
molina	20837	10143	69.2	33.7	51 %
murcia	30083	15108	101.0	50.7	50 %
pintad	27169	18515	84.2	57.4	32 %
ramonj	19989	10940	111.6	61.1	45 %
romero	33531	21005	167.8	105.1	37 %
ruizbe	33403	18592	122.5	68.2	44 %
sotomo	44629	29154	100.0	65.3	35 %
taltab	33118	18943	98.0	56.1	43 %
vqragu	48086	28255	204.7	120.3	41 %
vqrnog	23990	14199	112.7	66.7	41 %
vqrrio	29645	15858	182.2	97.5	47 %

Taula 6: Resultats obtinguts per l'expert 2 on:

CND: Comptes nets en diàstole.

CNS: Comptes nets en sístole.

V_d: Volum equivalent en mililitres en diàstole.

V_s: Volum equivalent en mililitres en sístole.

FE: Fracció d'ejecció.



Resultats

Pacient	CND	CNS	V_d	V_s	FE
altaba	54683	32081	157.0	92.1	41 %
fernán	14287	9229	140.0	90.4	35 %
garcia	49816	34334	136.8	94.3	31 %
gonzal	30678	15957	121.7	63.3	48 %
herrer2	-	-	-	-	-
hurtad	-	-	-	-	-
jimene	27178	14266	129.9	68.2	47 %
jimene3	-	-	-	-	-
jimene4	8464	3538	101.7	42.5	58 %
marco	24058	21507	156.8	140.2	11 %
martin	18648	10344	86.3	47.9	45 %
martin2	17739	7993	135.5	61.1	55 %
molina	22185	11055	73.7	36.7	50 %
murcia	27819	15832	93.4	53.2	43 %
pintad	25896	19021	80.2	58.9	27 %
ramonj	19012	11461	106.2	64.0	40 %
romero	32135	19694	160.8	98.61	39 %
ruizbe	29396	16685	107.8	61.2	43 %
sotomo	42994	32388	96.3	72.6	25 %
taltab	30491	14158	90.2	41.9	53 %
vqragu	44179	27575	188.1	117.4	38 %
vqrnog	19515	13964	91.6	65.6	28 %
vqrrio	25708	15011	158.0	92.3	42 %

Taüla 7: Resultats obtinguts per l'expert 3 on:

CND: Comptes nets en diàstole.

CNS: Comptes nets en sístole.

V_d : Volum equivalent en mililitres en diàstole.

V_s : Volum equivalent en mililitres en sístole.

FE: Fracció d'ejecció.

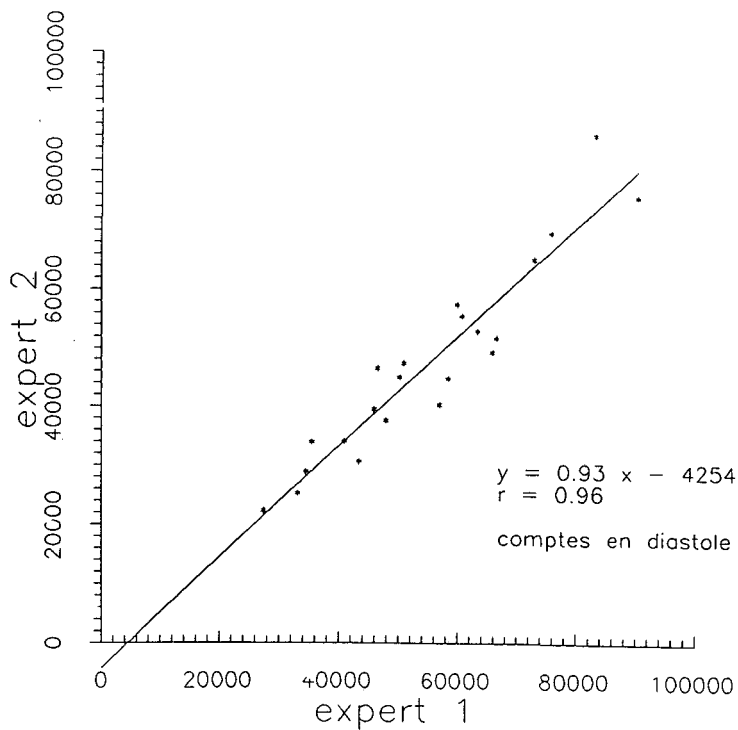


Figura 33. Relació entre els comptes totals en diàstole, determinats pels experts 1 i 2 on r és el coeficient de correlació.

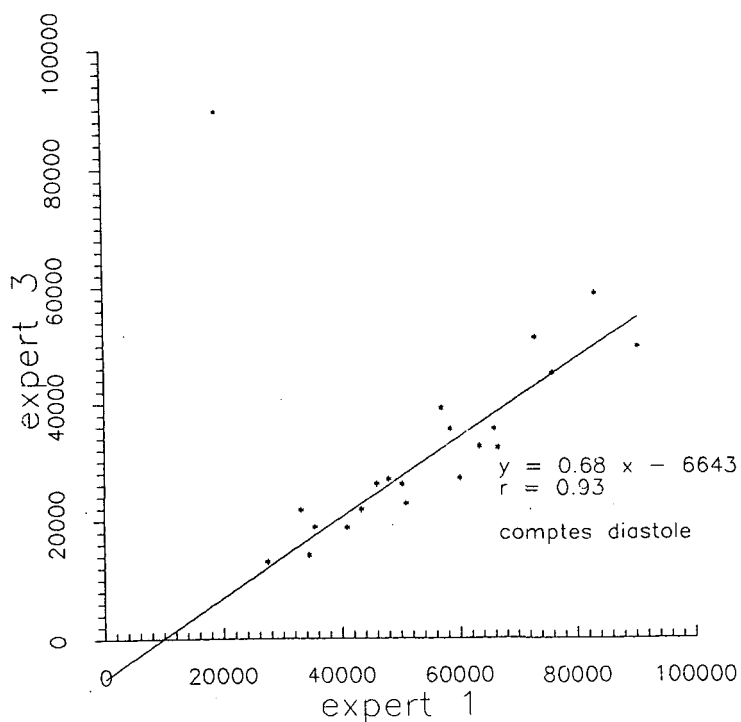


Figura 34. Relació entre els comptes totals en diàstole, determinats pels experts 1 i 3 on r és el coeficient de correlació.

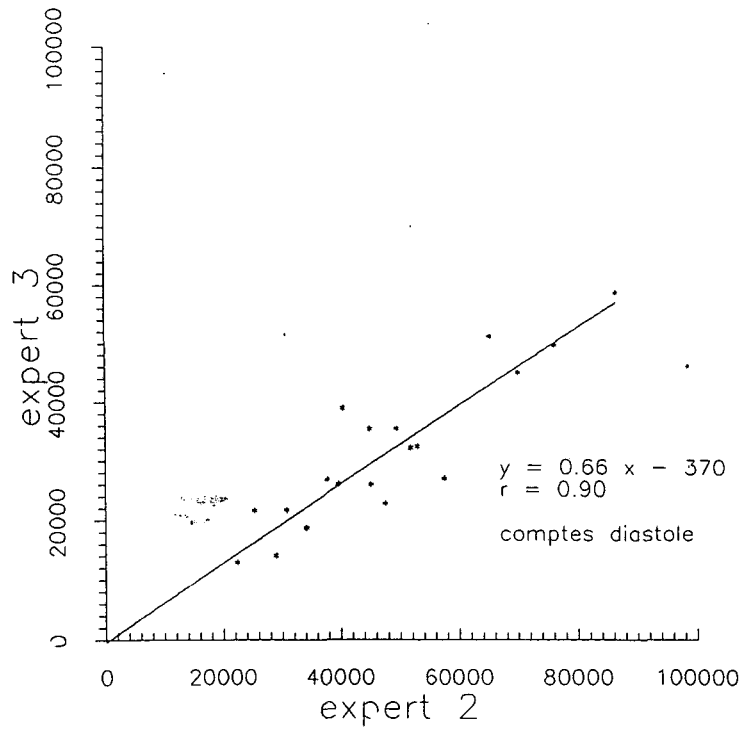


Figura 35. Relació entre els comptes totals en diàstole, determinats pels experts 2 i 3. on r és el coeficient de correlació.

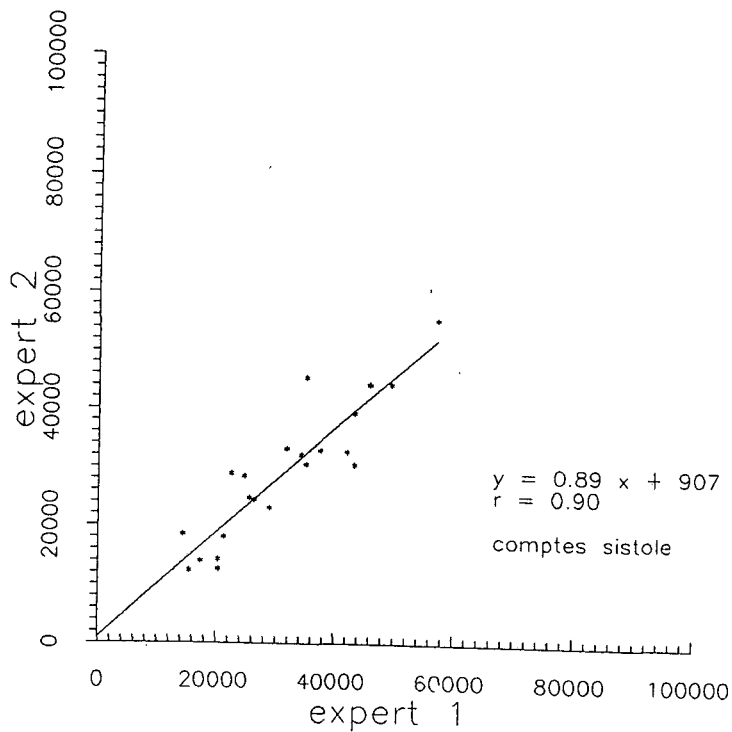


Figura 36. Relació entre els comptes totals en sistole, determinats pels experts 1 i 2 on r és el coeficient de correlació.

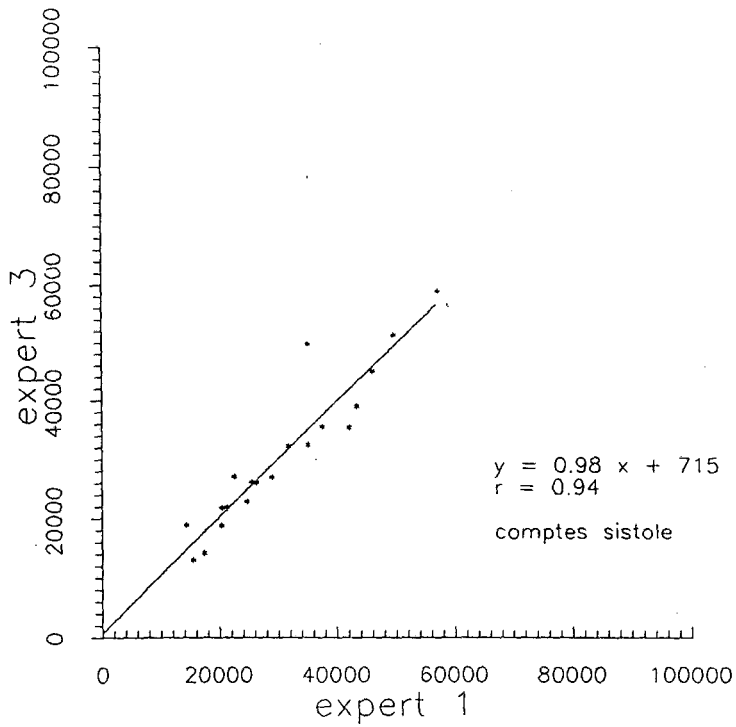


Figura 37. Relació entre els comptes totals en sístole, determinats pels experts 1 i 3 on r és el coeficient de correlació.

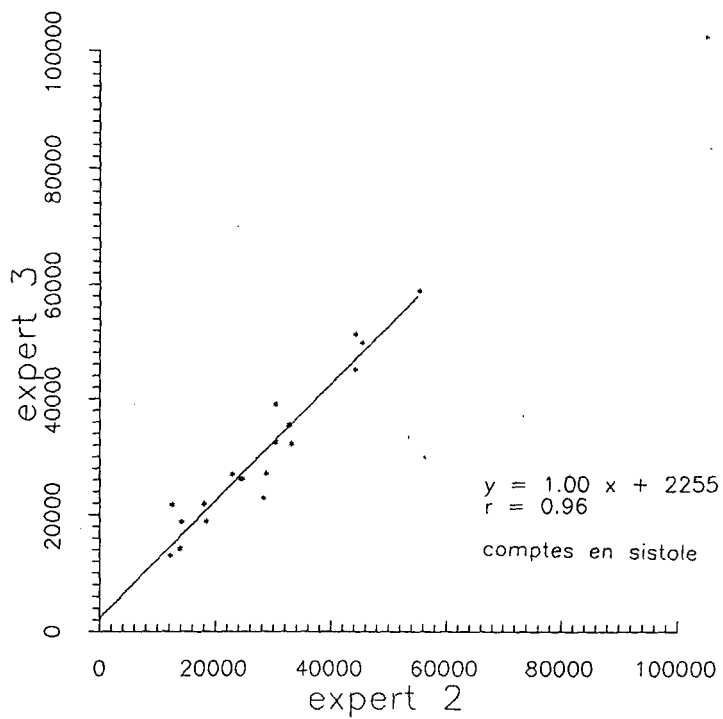


Figura 38. Relació entre els comptes totals en sístole, determinats pels experts 2 i 3 on r és el coeficient de correlació.

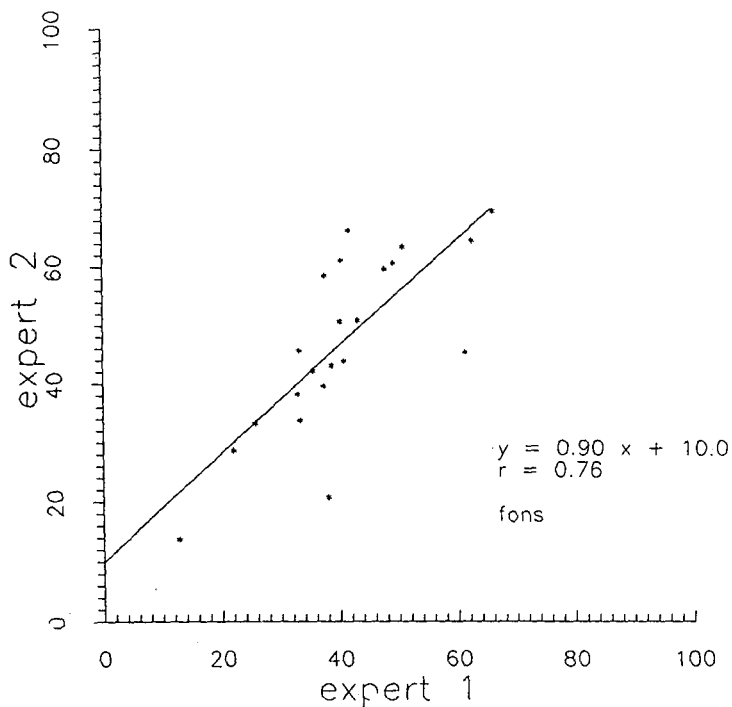


Figura 39. Relació entre els fons per pixel, determinats pels experts 1 i 2 on r és el coeficient de correlació.

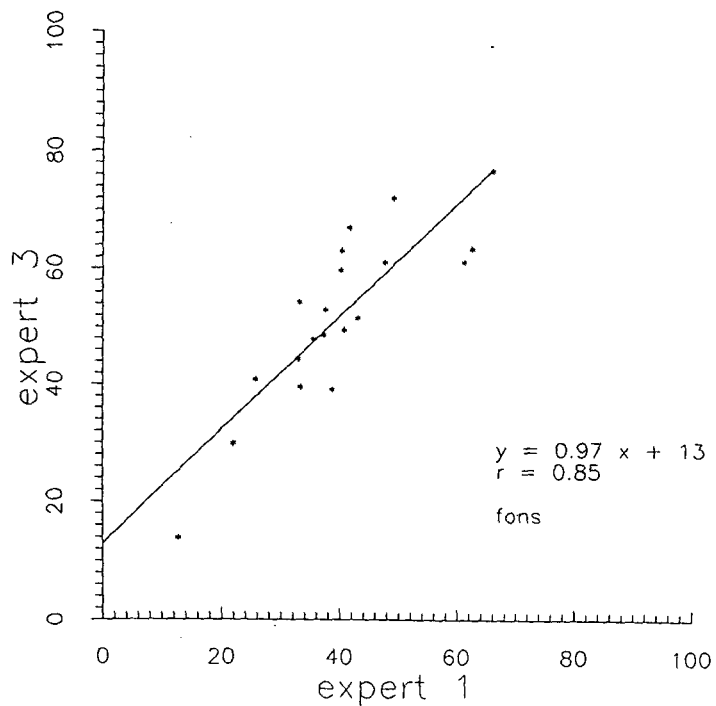


Figura 40. Relació entre els fons per pixel, determinats pels experts 1 i 3 on r és el coeficient de correlació.

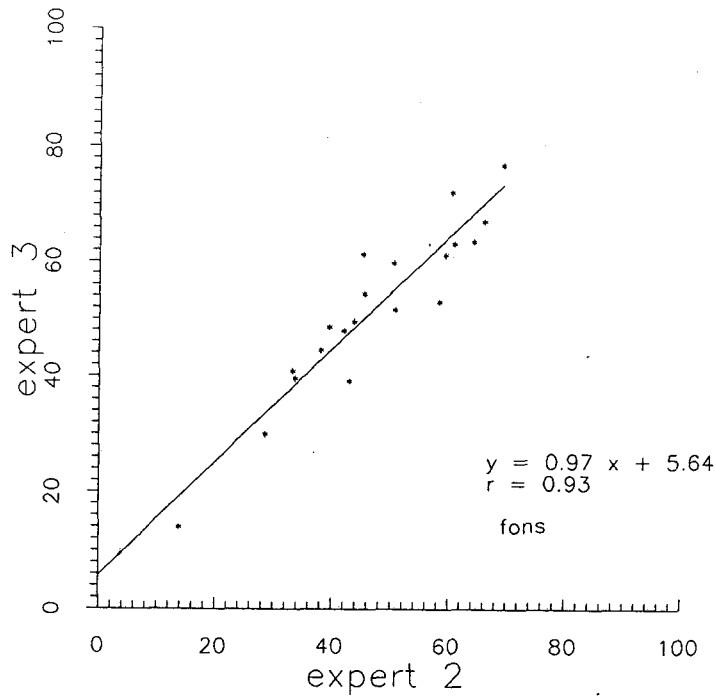


Figura 41. Relació entre els fons per pixel , determinats pels experts 2 i 3 on r és el coeficient de correlació.

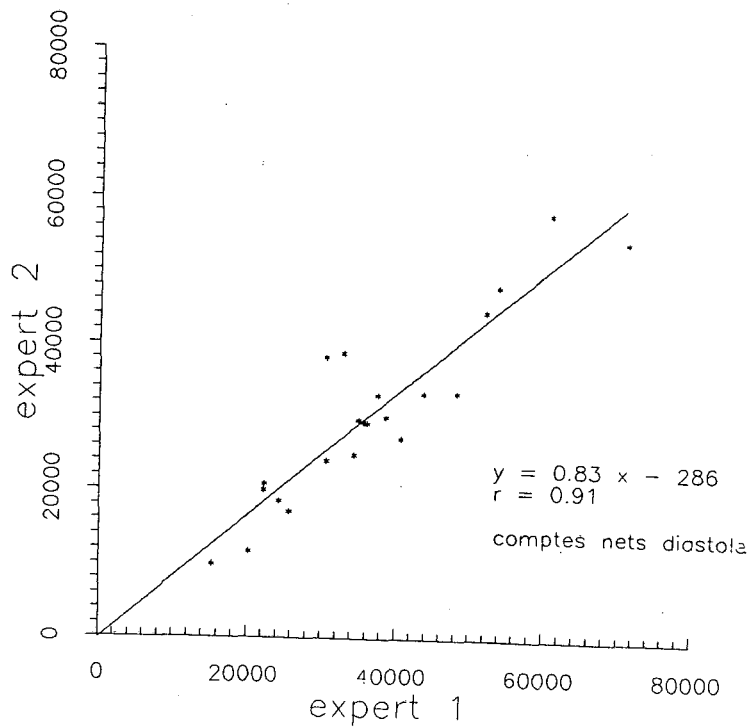


Figura 42. Relació entre els comptes nets en diàstole, determinats pels experts 1 i 2 on r és el coeficient de correlació.

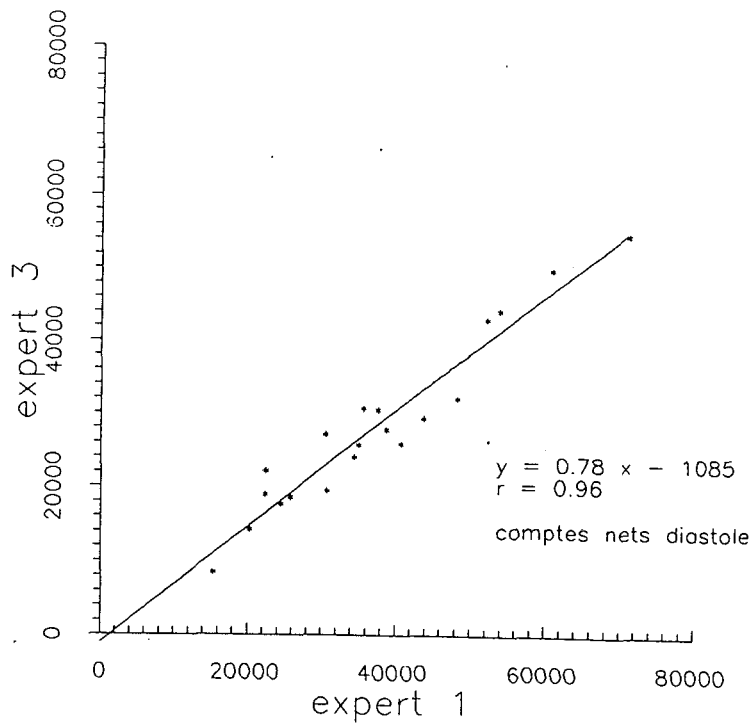


Figura 43. Relació entre els comptes nets en diàstole, determinats pels experts 1 i 3 on r és el coeficient de correlació.

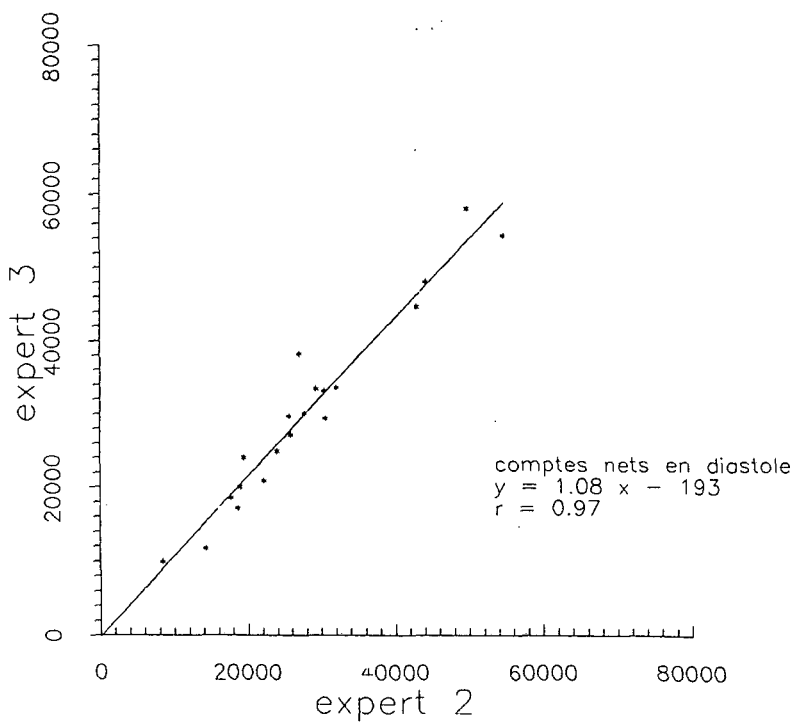


Figura 44. Relació entre els comptes nets en diàstole, determinats pels experts 2 i 3 on r és el coeficient de correlació.

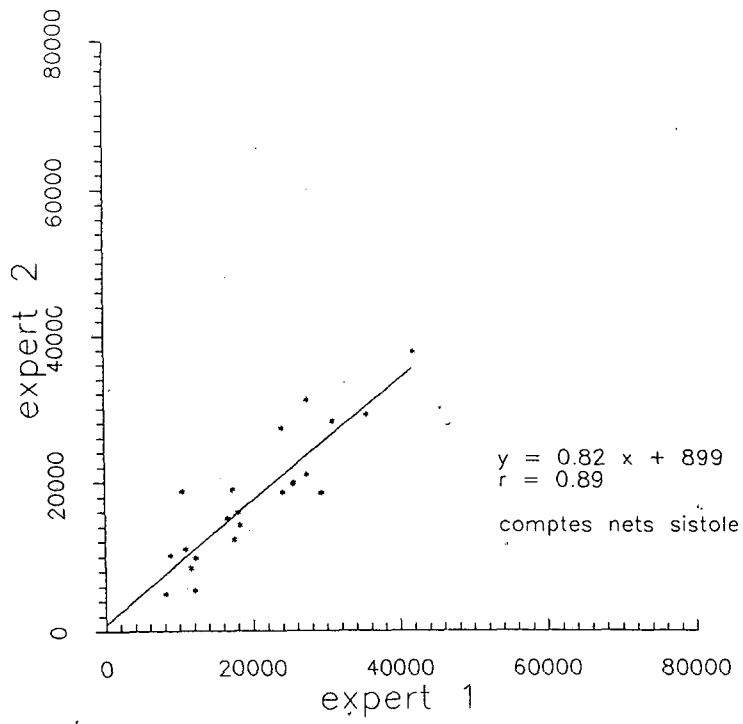


Figura 45. Relació entre els comptes nets en sístole, determinats pels experts 1 i 2 on r és el coeficient de correlació.

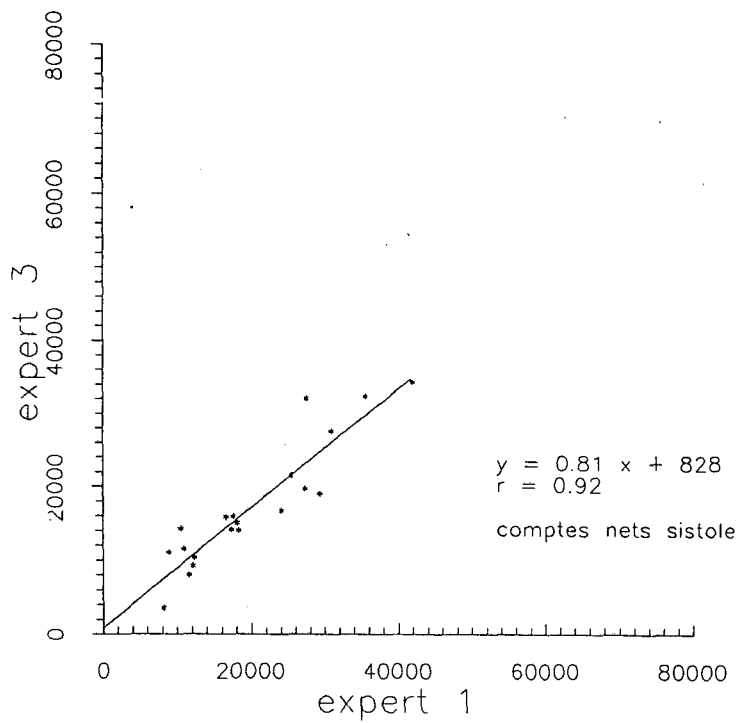


Figura 46. Relació entre els comptes nets en sístole, determinats pels experts 1 i 3 on r és el coeficient de correlació.

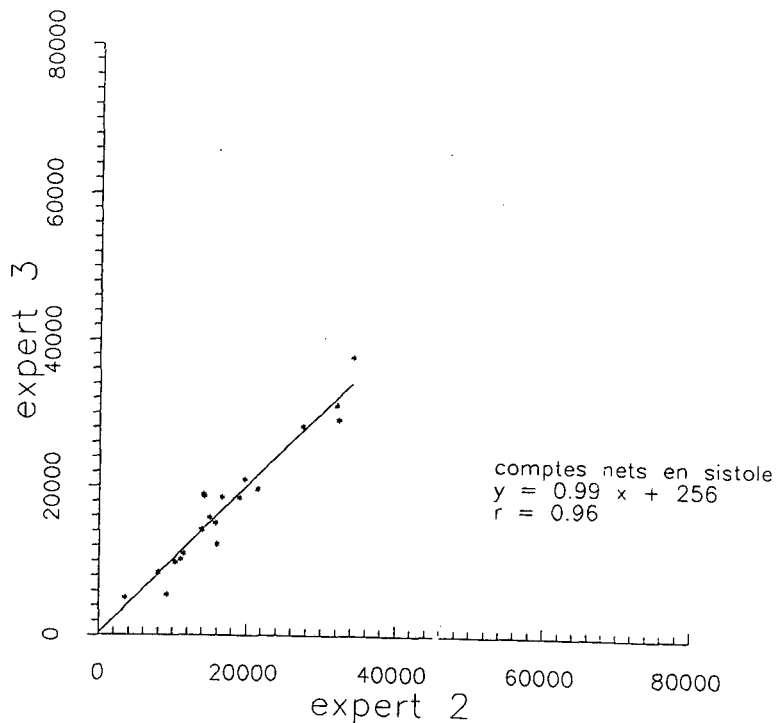


Figura 47. Relació entre els comptes nets en sistole , determinats pels experts 2 i 3 on r és el coeficient de correlació.

6.2.4 Anàlisi dels resultats obtinguts pels experts.

De la comparació dels resultats del experts en el cas dels comptes totals en diàstole (Figs. 33,34,35), podem dir que l'expert 3 dóna resultats inferiors als dels experts 1 i 2.

Les correlacions entre els experts són superiors a $r = 0.90$ en tots els casos, essent la millor entre els experts 1 i 2 , que també presenta una recta de regressió més semblant a $y=x$.

En canvi de la comparació dels resultats obtinguts pels experts en sistole, hom pot deduir que l'expert 3 dóna en promig resultats lleugerament superiors als dels experts 1 i 2. La millor correlació la presenten els experts 2 i 3 ($r = 0.96$), encara que la millor similitud de la recta de regressió a $y = x$ la presenta el cas entre els experts 1 i 3. La correlació més baixa ($r = 0.90$) la dóna la correlació entre els experts 1 i 2

contràriament a la mateixa situació en diàstole. La dificultat de determinar els contorns en sístole és superior a la de determinarlos en diàstole, això permetria explicar aquests resultats.

Els resultats obtinguts en la determinació del fons són els que presenten més disparitat, quan comparem el fons per pixel.

Dos factors estan inclosos en les variacions d'un expert a l'altre en el fons per pixel.

Per una banda tenim la zona on es considera el fons i per l'altre cal considerar l'àrea que ocupa la zona. Aquests dos factors determinen la variació del fons per pixel al passar d'un expert a un altre.

En la comparació dels experts 1 i 2 la correlació és $r = 0.76$ i un valor és el doble pel expert 1 que pel expert 2. En general l'expert 1 dona resultats inferiors als experts 2 i 3. La millor correlació la tenim entre els experts 2 i 3 ($r = 0.93$) i la recta de regressió és la més similar a $y = x$.

En l'anàlisi de les gràfiques corresponents als comptes nets en diàstole, l'expert 1, en general, dona resultats superiors als experts 2 i 3.

La bona correlació que hi havia entre els experts 1 i 2 en el cas dels comptes totals en diàstole disminueix degut a la baixa correlació entre aquests dos experts en el fons per pixel. La correlació en tots els casos és superior a $r=0.91$.

La correlació més alta ($r = 0.97$) és la del expert 2 amb l'expert 3 i la recta de regressió és molt similar a $y = x$. en aquest cas és produeix un fenomen contrari al cas anterior ja que la correlació millora

considerablement respecte del cas dels comptes totals en diàstole ja que passa de 0.90 a 0.97.

Els valors dels comptes nets en diàstole (i també en sístole), depenen de tres factors en principi independents: els comptes totals en diàstole, l'àrea corresponent a diàstole i el fons per pixel. La millora o empitjorament de les correlacions depèn també de les àrees tancades dins els contorns, ja que un àrea més gran pel mateix número de comptes, produirà un valor de comptes nets inferior.

Les correlacions entre els comptes obtinguts pels experts en el cas de comptes nets en sístole no són tant bons com en el cas dels comptes nets en diàstole.

La millor correlació és la del expert 2 i l'expert 3 ($r = 0.96$), essent la recta de regressió molt similar a $y = x$. Les tres correlacions són superiors a $r = 0.89$. Els valors obtinguts pel expert 1 són superiors en conjunt als obtinguts pels experts 2 i 3

En conjunt podem dir que la correlació entre els experts és bona permetent així considerar els valors promig entre els corresponents als experts de cada una de les magnituds considerades, per portar a terme la comparació amb els resultats obtinguts dels mètodes estudiats per la determinació automàtica del contorn i dels fons. Calculant els valors mitjos dels valors obtinguts pels experts per cada un dels conceptes tenim a la taula 8 els valors promig en comptes totals en diàstole i en sístole, els valors promig del fons i els valors promig dels comptes nets tant en diàstole com en sístole.

Resultats

Pacient	<CTD>	<CTS>	<CF>	<CND>	<CNS>
altaba	82827	43497	55	60125	30277
fernán	29622	18261	50	15398	8862
garcia	83091	57204	61	56269	38054
gonzal	36858	17806	27	31908	15265
herrer2	49226	33230	29	35866	25694
hurtad	68251	47894	38	46177	31434
jimene	55050	26194	56	31975	14512
jimene3	58151	41432	57	32708	22771
jimene4	24928	13616	44	11240	5568
marco	46778	37683	36	27791	22093
martin	36632	20424	48	20495	10822
martin2	30934	15164	27	20222	9344
molina	34737	17251	40	21800	10021
murcia	59182	32454	71	32213	15862
pintad	49962	36821	58	31256	22329
ramonj	41289	25495	63	20425	11112
romero	56267	35382	33	37974	22713
ruizbe	55807	32747	50	35518	19798
sotomo	68719	48424	56	46597	32336
taltab	47918	25377	42	33747	16832
vqragu	71630	45174	45	48705	29010
vqrnog	39746	26350	42	24742	15509
vqrrio	45931	25622	38	30124	16342

Taula 8 : Promig dels experts

<CTD>: promig de comptes en diàstole.
 <CTS>: promig de comptes en sístole.
 <CF>: promig del fons.
 <CND>: promig de comptes nets en diàstole.
 <CNS>: promig de comptes nets en sístole.

6.2.5 Comparació entre els volums obtinguts per experts i els volums obtinguts mitjançant ventriculografia de contrast.

Dels casos estudiats disposem dels resultats obtinguts mitjançant la ventriculografia de contrast ja descrita al capítol 2. El càlcul del volum s'ha fet a través de la tècnica àrea-longitud. A les figures 48 i 49 tenim representats els valors dels volums mitjançant ventriculografia de contrast respecte dels volums obtinguts prenent els valors promig dels resultats dels experts. Tant en diàstole com en sístole la correlació és molt baixa ($r = 0.60$, $r = 0.62$). Degut a aquesta baixa correlació encaminarem el nostre estudi a trobar mètodes que obtinguin bona correlació amb els resultats dels experts, que prendrem com a model.

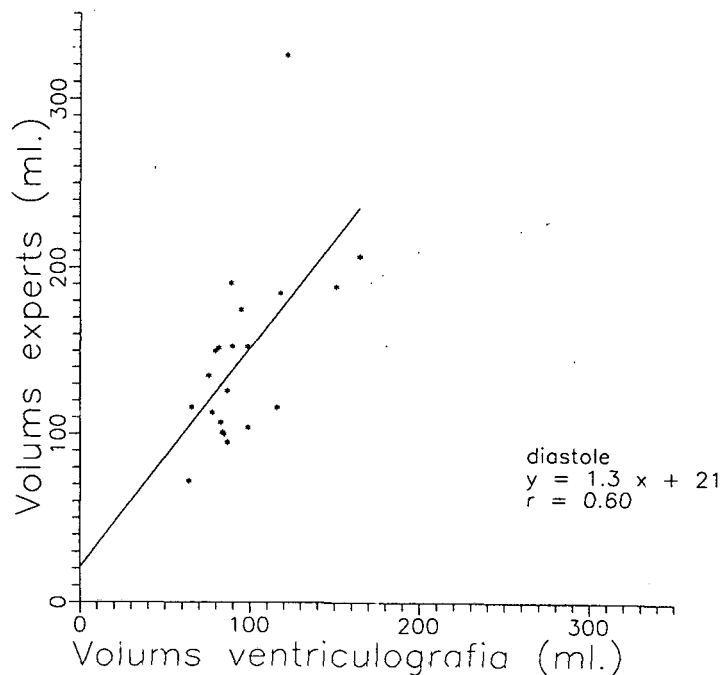


Figura 48. Volums obtinguts dels resultats promig dels experts representats respecte als volums obtinguts mitjançant la ventriculografia de contrast en diàstole.

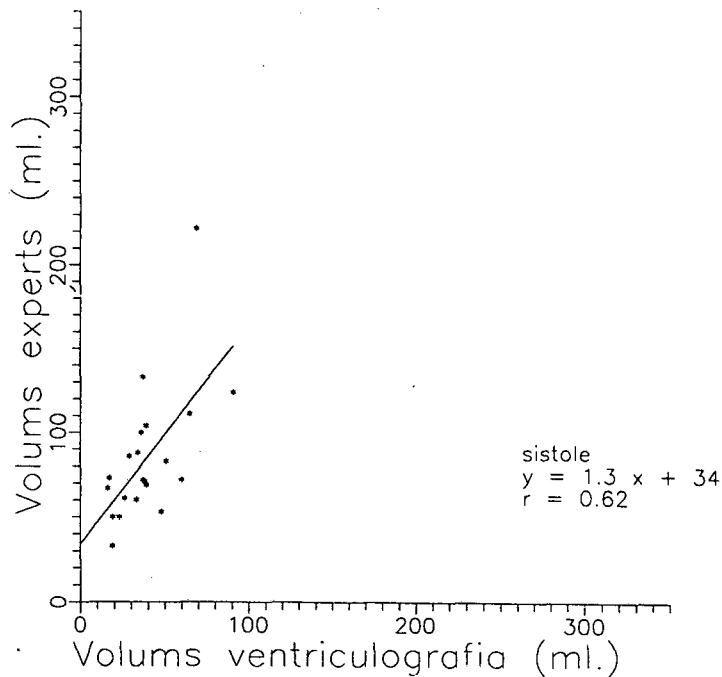


Figura 49. Volums obtinguts dels resultats promig dels experts representats respecte als volums obtinguts mitjançant la ventriculografia de contrast en sístole.

6.3. Aplicació del mètode de Hawman.

Hem elegit el mètode de Hawman (Hawman, 1981) ja descrit en el capítol 3, com a mètode representatiu dels mètodes basats en gradients. Aquest mètode s'ha aplicat tant a imatges generades pel model, com a les imatges reals de malalts, El mètode no és automàtic sinó que es limita a la determinació del contorn. L'operador, prèviament a l'aplicació del mètode ha de marcar una zona d'interès al voltant del ventricle i establir una zona de fons.

6.3.1. Aplicació a les imatges generades pel model.

6.3.1.1. Càlcul de les imatges primera i segona diferència.

El procediment seguit per aplicar el mètode de Hawman, ha estat el

de determinar les imatges primera i segona diferència a la vegada que es suavitza la imatge. Els entorns utilitzats han estat 3x3 pixels. Per calcular la imatge primera diferència hem utilitzat els entorns de la figura 9a.

La forma utilitzada per calcular els valors en cada pixel de la primera diferència a partir dels valors segons els eixos ha estat la de la fórmula 14.

Per calcular la imatge segona diferència, hem utilitzat els entorns de la figura 9b. La imatge segona diferència ha estat calculada utilitzant la fórmula 18. A les figures 50 i 51 és poden veure les imatges primera i segona diferència obtingudes.

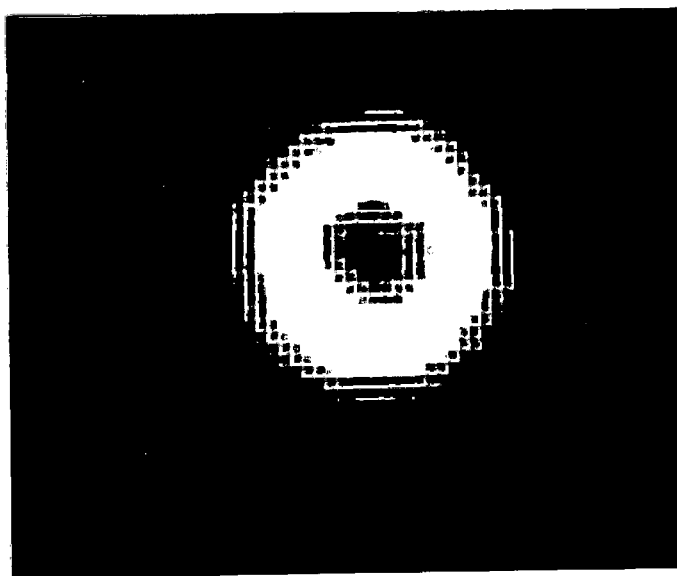


Figura 50. Imatge primera diferència obtinguda aplicant al model el mètode de Hawman.

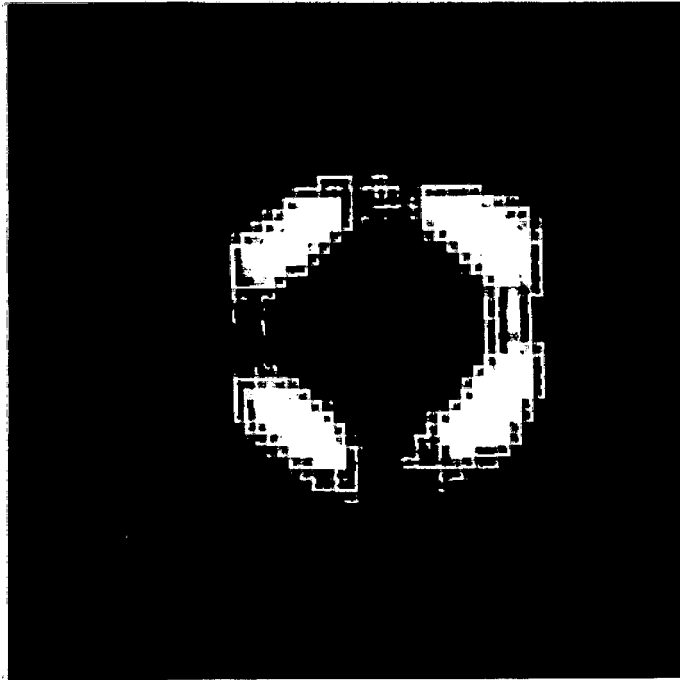


Figura 51. Imatge segona diferència obtinguda aplicant al model el mètode de Hawman.

6.3.1.2. Composició de les dues imatges i determinació del contorn.

Hem compost les dues imatges, primera i segona diferència seguint la fórmula establerta per Hawman

$$e_3 = \alpha e_1(i, j) + (1 - \alpha) e_2(i, j) \quad (74)$$

on e_1 i e_2 són les imatges primera diferència i segona diferència

respectivament i α és un coeficient entre 0.0 i 1.0

Hem utilitzat successius valors de α , des de $\alpha = 0.0$ fins $\alpha = 1.0$, de manera que la imatge combinació és la imatge segona diferència per $\alpha = 0.0$ i és la imatge primera diferència per $\alpha = 1.0$.

A la figura 52 es pot veure com exemple el resultat de combinar les imatges primera i segona diferència per un $\alpha = 0.5$.

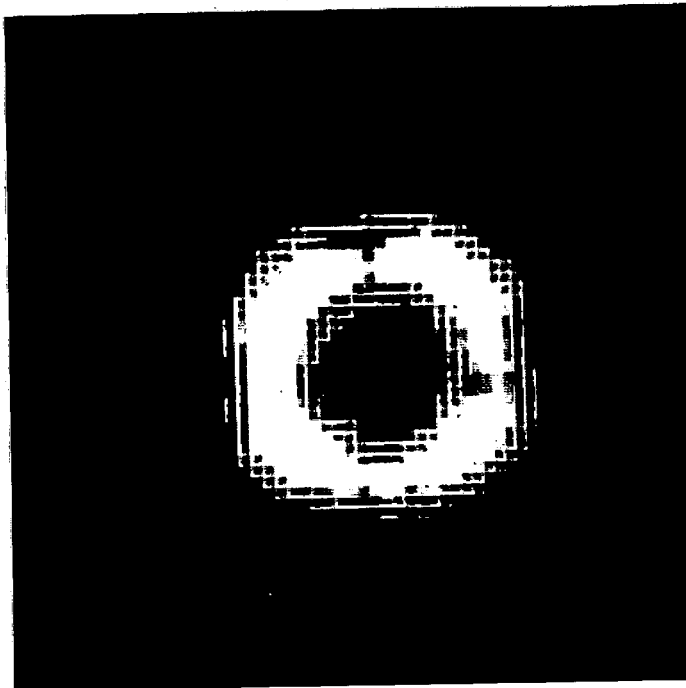


Figura 52. Combinació de les imatges primera i segona diferència per el model. $\alpha = 0.5$

En general a la imatge obtinguda com combinació de les imatges primera i segona diferència li hem aplicat l'aprimat descrit per Hawman (Cap.3), el nivell de tall ha estat un 1% del valor màxim de la imatge, el número de passos utilitzats ha estat igual a 15, és a dir hem incrementat el valor de T, 15 vegades, fins arribar al valor màxim de la imatge. Per tant el valor de T ha estat:

$$T = \frac{99}{100} \frac{(\text{valor màxim de la imatge})}{15} \quad (75)$$

A la figura 53 es pot veure el resultat obtingut després d'aplicar l'aprimat a la figura 52.

En alguns casos ha estat necessari eliminar parts que sortien com branques del contorn resultant del aprimat, per eliminar aquestes parts hem passat les imatges al sistema VINIX per eliminarles utilitzant una comanda pròpia d'aquest sistema.

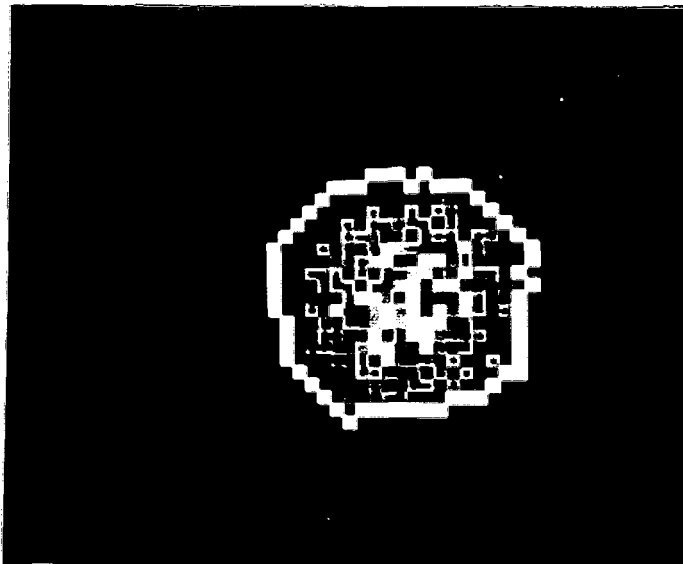


Figura 53. Resultat del aprimat de la figura 52.

6.3.1.3. Contorns i volums obtinguts. Comparació amb els valors reals.
A la figura 54, es poden veure els contorns obtinguts variant el valor de α . Els contorns més grans s'obtenen per $\alpha = 0.0$, ja que llavors estem considerant la imatge segona diferència, que correspon a considerar el contorn vora de la base de la "muntanya" que és el ventricle.

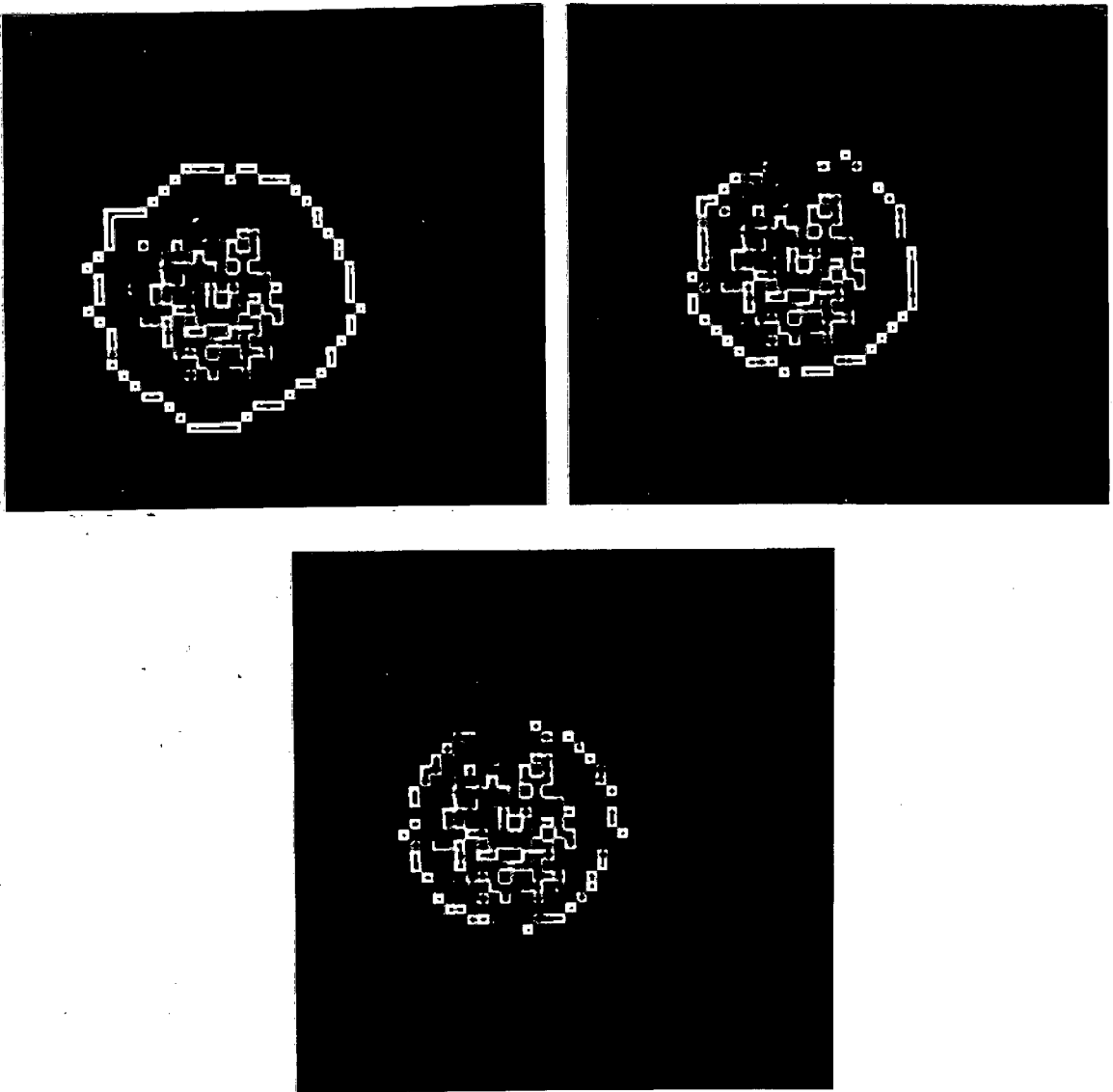


Figura 54. Contorn trobat en el model per $\alpha = 0.0, 0.5$ i 0.6 .

A la taula 9 estan expressats els comptes i les àrees per diferents valors de α , per cada un dels el·lipsoïdes.

Volum el·lipsoïde	$\alpha = 0.0$		$\alpha = 0.4$		$\alpha = 0.6$	
	NC	Àrea	NC	Àrea	NC	Àrea
185	25288	458	22662	360	20510	295
140	18456	371	16782	304	15102	250
110	15324	349	13620	279	12466	238
75	10862	325	9244	211	7758	157
55	8384	260	7480	209	6552	167
45	6846	203	6070	163	5428	133
35	5608	216	4460	151	3936	129
22	5056	236	3858	157	3214	121

Taula 9. Número de comptes i àrees obtinguts de les imatges dels el·lipsoïdes, utilitzant el mètode de Hawman, per diferents valors de α .

On:

Volum el·lipsoïde : Volum real del el·lipsoïde en mililitres.

NC : Número de comptes dins el contorn.

Àrea : Àrea dins el contorn en pixels

6.3.1.4. Elecció del fons.

Per establir el valor del fons, hem considerat un entorn 3x3, en una zona lluny del primer el·lipsoïde que és el que té el volum més gran i hem promitjat els valors obtinguts. En aquest cas, al contrari del cas d'imatges de pacients, la única estructura que genera radiació és la del

el·lipsoide, essent per tant el fons més uniforme, és a dir no hi ha altres estructures (pulmons, melsa), que puguin augmentar considerablement el valor del fons. Però el fons és també variable. A mesura que ens allunyem del el·lipsoide el valor del fons va disminuint degut primordialment a la forma geomètrica de la cubeta que representa el tòrax.

La elecció de la zona és certament important, ja que escollint altres zones igualment allunyades, obtenim altres valors del fons, que influiran clarament en el volum que calculem. A les taules 10, 11 i 12 tenim els volums obtinguts aplicant el mètode de Links, quan prenem tres zones diferents de fons que podem considerar allunyades del el·lipsoide. A la figura 55 es veu una imatge en la que s'han senyalat les zones corresponents als valors de fons $F = 14$, $F = 16$ i $F = 20$.

$$\alpha = 0.0$$

Volum Real	F=20	F=16	F=14
185	193	216	222
140	132	150	156
110	100	117	123
75	65	80	74
55	39	50	56
45	33	43	47
35	16	26	30
22	4	16	21

Taula 10. Volums equivalents obtinguts per $\alpha = 0.0$ i per diferents valors

Resultats

del fons, pels contorns trobats, el número de comptes al interior dels quals són a la taula 9 .

On:

Volum Real: Volum dels el·lipsoides (ml)

F=20 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=20

F=16 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=16

F=14 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=14

$$\alpha = 0.4$$

Volum Real	F=20	F=16	F=14
185	185	203	208
140	128	143	148
110	96	110	114
75	60	70	74
55	39	50	54
45	34	41	45
35	17	24	28
22	9	16	20

Taula 11. Volums equivalents obtinguts per $\alpha = 0.4$ i per diferents valors del fons, pels contorns trobats, el número de comptes al interior dels quals són a la taula 9 .

On:

Volum Real: Volum dels el·lipsoides (ml)

F=20 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=20

F=16 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=16

F=14 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=14

$$\alpha = 0.6$$

Volum Real	F=20	F=16	F=14
185	175	200	193
140	121	133	137
110	93	104	107
75	56	63	66
55	39	47	50
45	33	39	42
35	16	22	25
22	10	15	18

Taula 12. Volums equivalents obtinguts per $\alpha = 0.6$ i per diferents valors del fons, pels contorns trobats, el número de comptes al interior dels quals són a la taula 9.

On:

Volum Real: Volum dels el·lipsoides (ml)

F=20 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=20

F=16 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=16

F=14 : Volum obtingut en mililitres, per un fons F=14

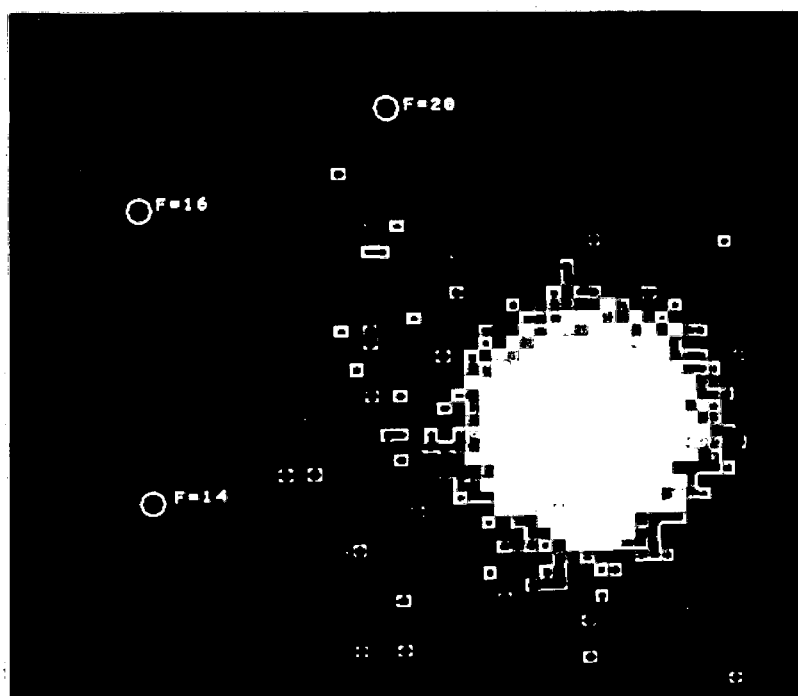


Figura 56. Diferents zones de fons a la imatge d'un el·lipsoide

6.3.1.5 Càlcul dels volums dels el·lipsoïdes

Hem calculat els volums dels el·lipsoïdes a partir dels resultats de la taula 9 . Hem considerat un fons uniforme, obtingut a partir del promig dels valors dels píxels lluny dels el·lipsoïdes (Fig.56) . Els resultats obtinguts són a les figures 57 a 59, per diferents valors de α . Del anàlisi d'aquestes figures es dedueix que els valors obtinguts són superiors als valors reals, mentre que per volums petits no ho són tant. Hem comprovat que la elecció de fons no millora la situació, ja que la elecció d'un fons més alt, disminuirà els valors alts, però també els volums petits fent-los excessivament petits, menors inclús que els seus valors reals. En canvi si considerem un canvi de μ (factor d'atenuació) i fem $\mu = 0.138$ en lloc de $\mu = 0.15$, veiem a les figures 60 a 62, que els volums grans

Resultats

disminueixen tornant-se més semblants als reals mentre que els petits disminueixen proporcionalment al seu valor, de forma que obtenim una recta de regressió molt semblant a $y = x$ per $\alpha = 0$, (Fig.60), i per valors de $\alpha = 0.5$ i $\alpha = 0.6$, els valors en promig són inferiors al reals , ja que els contorns es van fent petits a mesura que augmenta el valor de α . El coeficient de correlació és molt bo en tots els casos ($r > 0.99$)

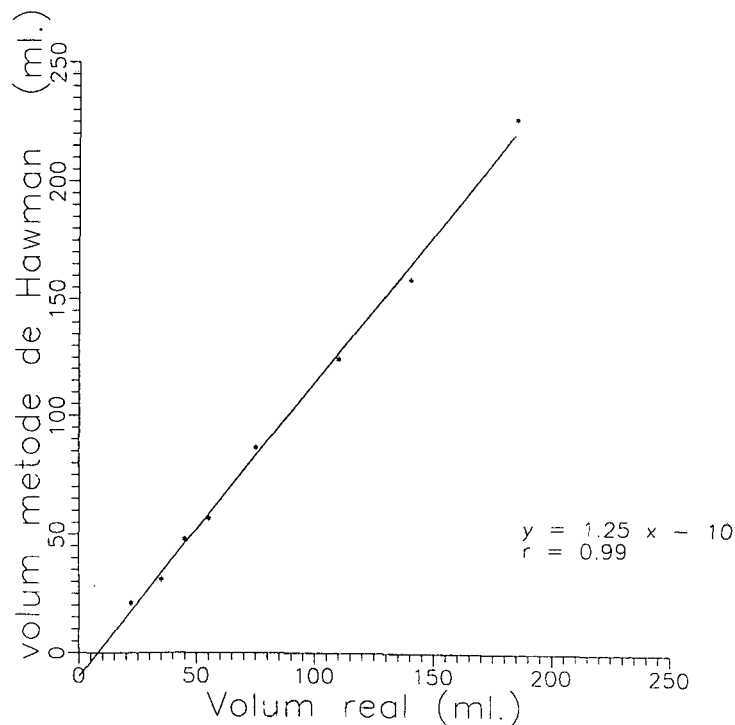


Figura 57. Volums obtinguts dels el·lipsodes representats respecte als valors reals per $\alpha = 0$. ($\mu = 0.15$).

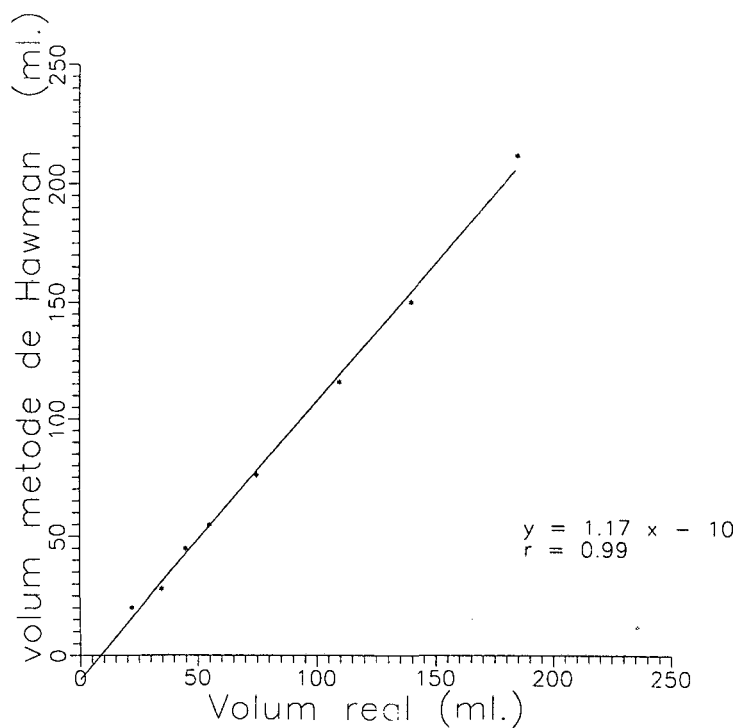


Figura 58. Volums obtinguts dels el·lipsodes representats respecte als valors reals per $\alpha = 0.5$. ($\mu = 0.15$).

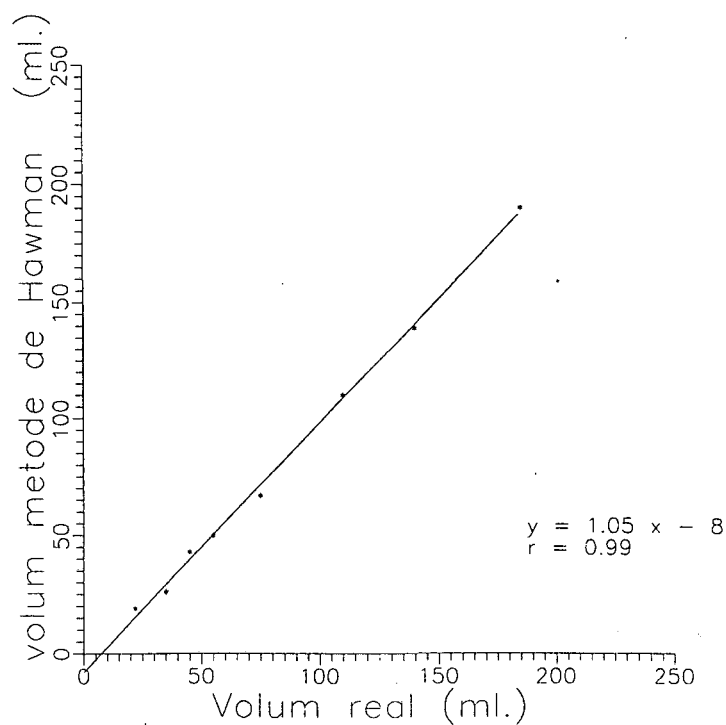


Figura 59. Volums obtinguts dels el·lipsodes representats respecte als valors reals per $\alpha = 0.6$. ($\mu = 0.15$).

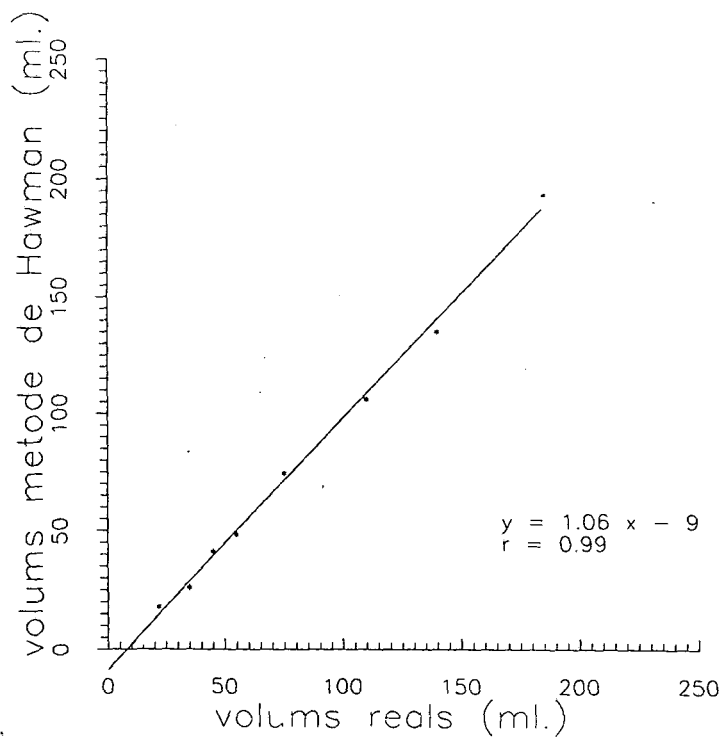


Figura 60. Volums obtinguts dels el·lipsodes representats respecte als valors reals per $\alpha = 0$. ($\mu = 0.138$).

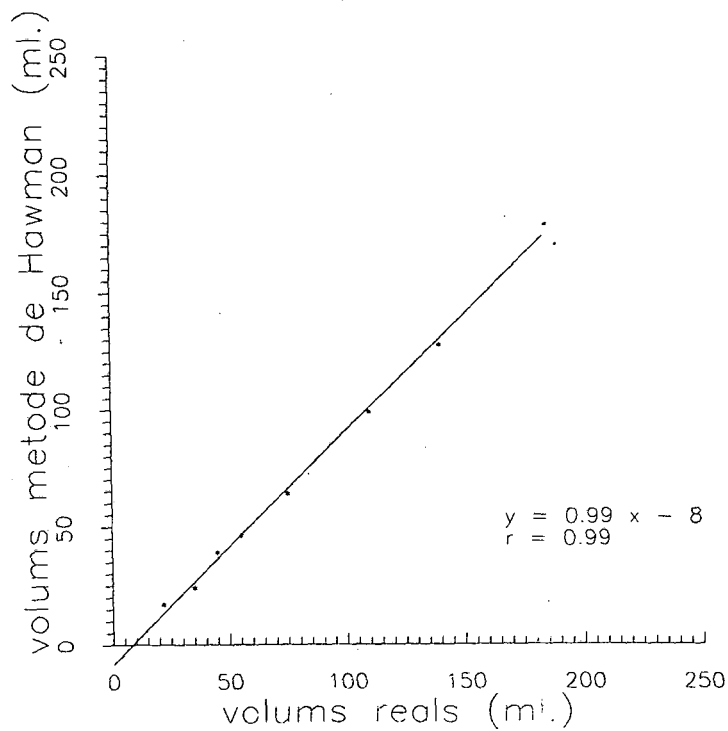


Figura 61. Volums obtinguts dels el·lipsodes representats respecte als valors reals per $\alpha = 0.5$. ($\mu = 0.138$).

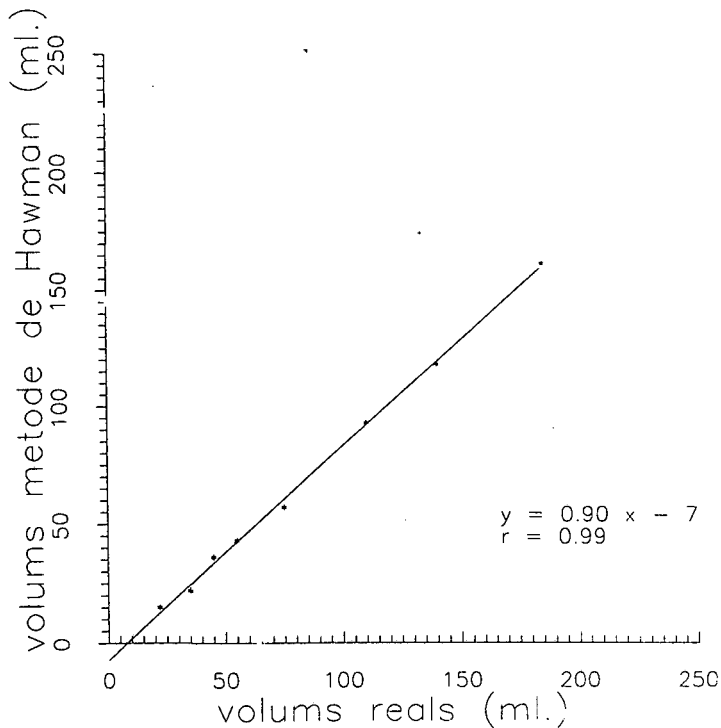


Figura 62. Volums obtinguts dels el·lipsodes representats respecte als valors reals per $\alpha = 0.6$. ($\mu = 0.138$).

6.3.2. Aplicació a imatges reals de malalts.

S'ha aplicat el mètode a imatges reals de malalts. Hem delimitat manualment la zona al voltant del ventricle esquerre a on calcularem les imatges primera i segona diferència. Posteriorment per diversos valors de α hem determinat el contorn de la mateixa manera que en el cas del model. Per la realització del aprimat hem utilitzat els mateixos paràmetres que en el cas del model. A la figura 63 s'observa el resultat obtingut per un estudi per diferents valors de α .



Figura 63. Contorns trobats utilitzant el mètode de Hawman, pel cas Garcia, per $\alpha = 0.0$ (blau) , $\alpha = 0.5$ (groc) i $\alpha = 0.6$ (taronja).

6.3.2.1 . Dificultats que sorgeixen en alguns casos.

En alguns casos el contorn del ventricle esquerre no surt tancat degut a que el valor del llindar és massa alt per lo que no sorgeix cap contorn , en altres casos tenim contorns addicionals als propis del ventricle. La solució del primer problema (p.ex. baixant el llindar) genera la aparició de contorns addicionals. Hem comprovat que pels casos estudiats el valor del llindar = $0.01 \cdot \text{valor màxim de la imatge}$ és el valor que dóna en conjunt millors resultats.

Un altre problema que sorgeix, és el de la delimitació de la zona corresponent al ventricle esquerre. La delimitació manual d'una zona al voltant del ventricle esquerre massa gran, pot comportar l'aparició de contorns addicionals, per tant és necessari que la delimitació manual sigui suficientment ajustada al ventricle.

6.3.2.2. Comparació dels contorns obtinguts amb els contorns delimitats

pels experts.

A la figura 64 tenim els contorns en diàstole obtinguts pel mètode de Hawman i el obtingut per un dels experts superposats i a les taules 13 i 14 es mostren el número de comptes a l'interior del contorn trobat per diferents valors de α , en diàstole i en sístole. On no hi ha valors és perquè el mètode ha fallat en la determinació del contorn, bé perquè amb els paràmetres establerts no troba contorn tancat o perquè apareixen contorns addicionals que no permeten establir quin és el contorn real del ventricle.

A les figures 65 a 70 tenim representats el número de comptes al interior dels contorns per diferents valors de α , respecte el número de comptes a l'interior del contorn delimitat per experts en diàstole i sístole. S'ha pres el promig dels valors donats pels experts. S'han obtingut les rectes de regressió en cada cas donant l'equació de la recta i el coeficient de correlació. A més s'ha dibuixat a les gràfiques la recta $y = x$, per establir comparacions.

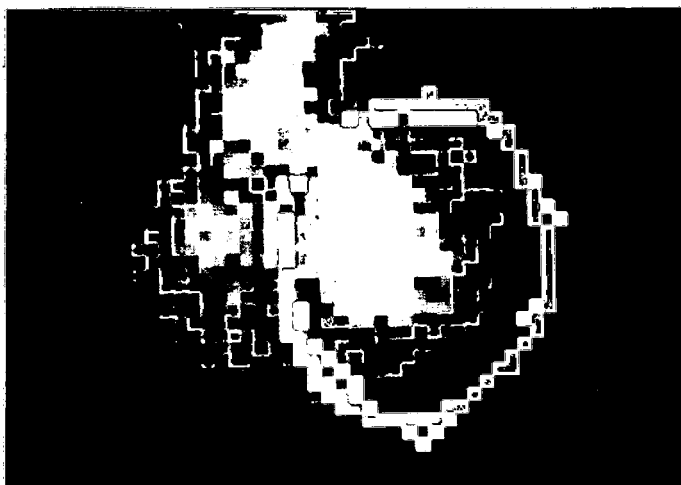


Figura 64. Contorn determinat pel mètode de Hawman amb $\alpha = 0$ (blanc) i el contorns determinats en diàstole per un dels experts (groc).

Resultats

Nom del pacient	$\alpha = 0$	$\alpha = 0.5$	$\alpha = 0.6$
altaba	71843	69394	63865
fernán	31145	25136	22810
garcia	80294	66100	59819
gonzal	36200	30210	29571
herrer2	40678	33948	32018
hurtad	57418	54350	50859
jimene	48480	39989	34934
jimene3	47906	45256	40974
jimene4	22169	16897	15137
marco	52333	46538	41855
martin	43753	35022	16305
martin2	28185	27699	26574
molina	33712	26150	25883
murcia	56018	48661	48552
pintad	47101	42326	39239
ramonj	46190	36586	35003
romero	-	-	-
ruizbe	50026	44726	41960
sotomo	66607	50100	46306
taltab	44435	39915	39031
vqragu	60578	-	61779
vqrnog	-	-	35285
vqrrio	44327	34319	31505

Taula 13. Mètode de Hawman. Número de comptes al interior del contorn en diàstole, per diferents valors de α , pels casos de pacients.

Resultats

Nom del pacient	$\alpha = 0$	$\alpha = 0.5$	$\alpha = 0.6$
altaba	41931	39208	37194
fernán	19553	18665	17962
garcia	57033	40607	37452
gonzal	21804	17408	12227
herrer2	31074	28636	27574
hurtad	43158	35464	31225
jimene	20961	17620	16878
jimene3	36531	30516	25748
jimene4	16875	12155	11956
marco	47140	32241	30425
martin	27879	14892	13930
martin2	16460	14737	13987
molina	15073	12944	12848
murcia	-	-	-
pintad	34227	29646	26365
ramonj	31910	24828	23770
romero	-	-	-
ruizbe	33528	28067	26540
sotomo	46793	35270	32026
taltab	22311	20002	19700
vragu	47515	-	39915
vqrnog	-	-	24482
vqrrio	26680	23543	23014

Taula 14. Mètode de Hawman. Número de comptes al interior del contorn en **sístole**, per diferents valors de α , pels casos de pacients.

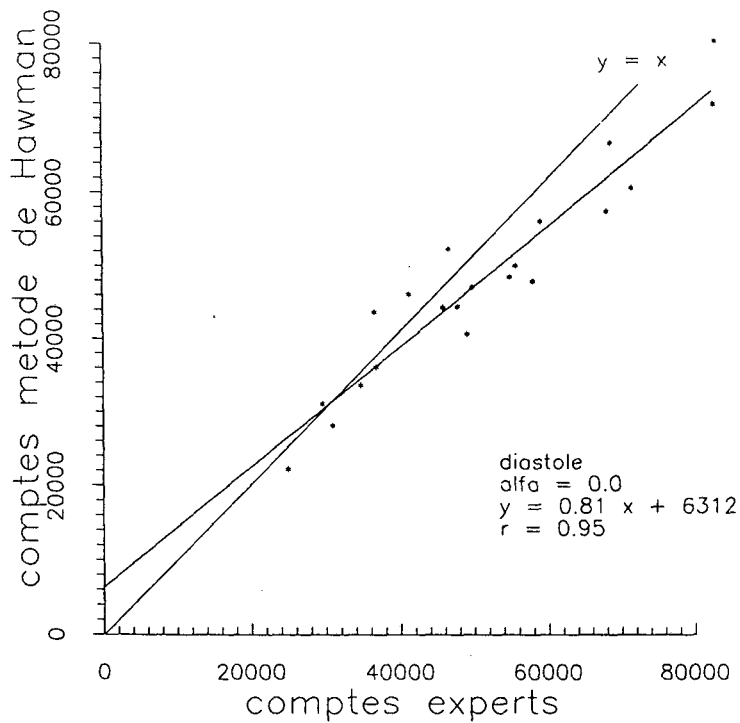


Figura 65. Comptes totals al interior dels contorn obtingut pel mètode de Hawman en diàstole per $\alpha = 0$, respecte als determinats pels experts.

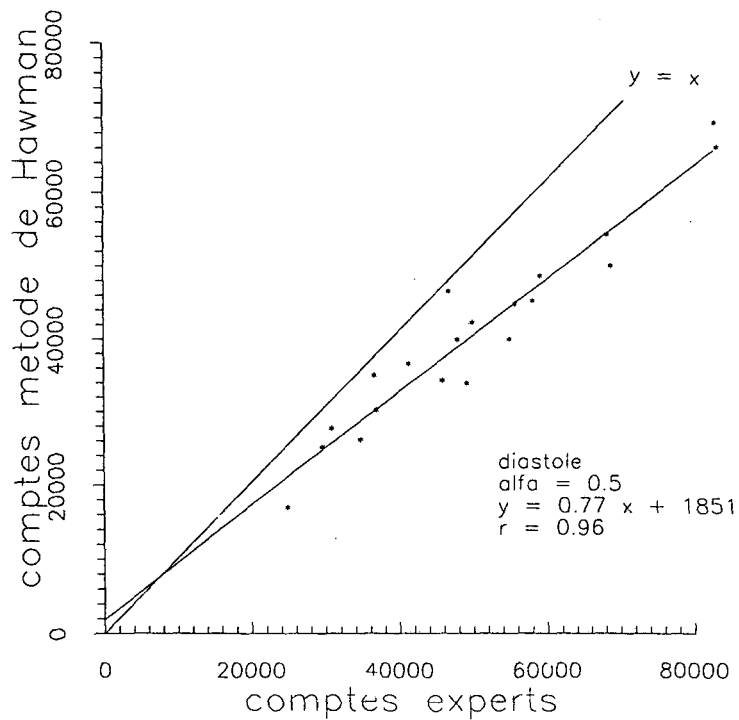


Figura 66. Comptes totals al interior dels contorn obtingut pel mètode de Hawman en diàstole per $\alpha = 0.5$, respecte als determinats pels experts.

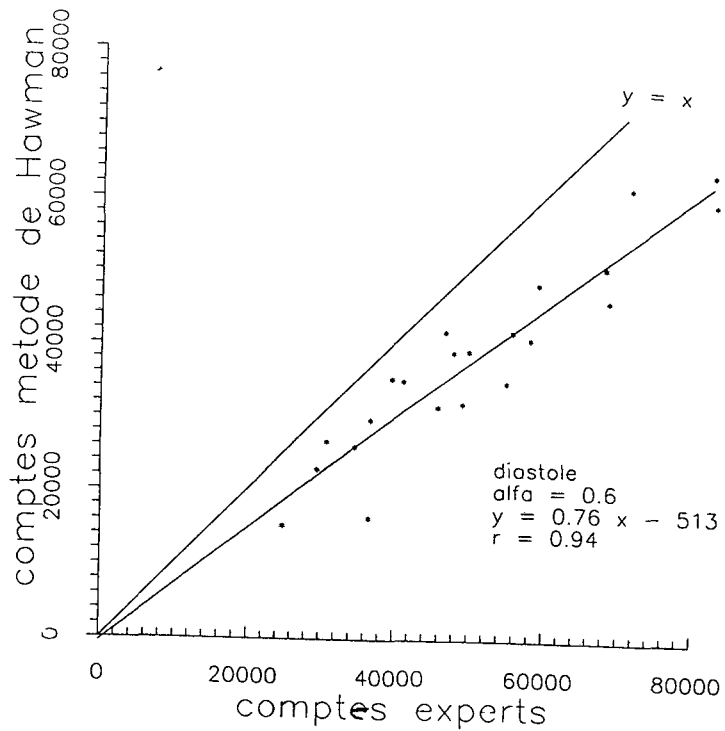


Figura 67. Comptes totals al interior dels contorn obtingut pel mètode de Hawman en diàstole per $\alpha = 0.6$, respecte als determinats pels experts.

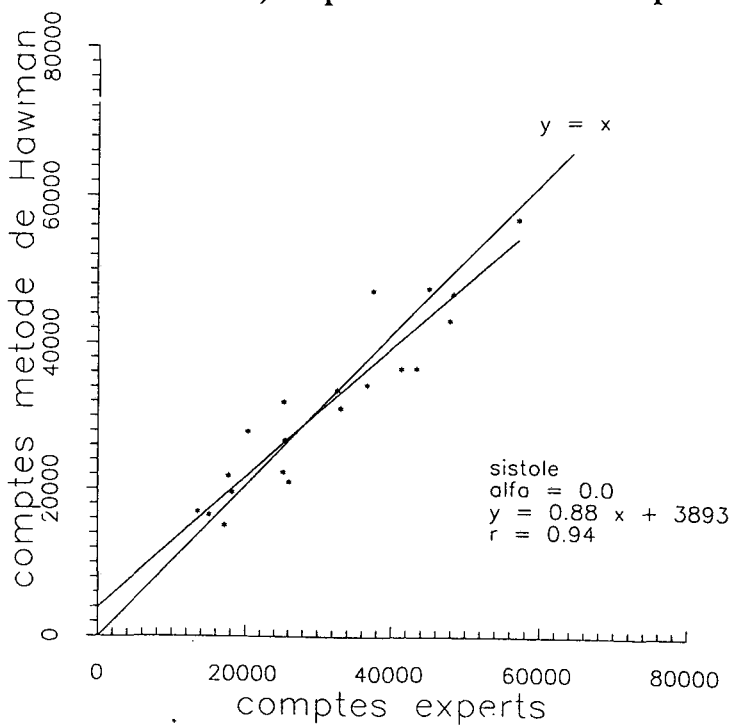


Figura 68. Comptes totals al interior dels contorn obtingut pel mètode de Hawman en sistole per $\alpha = 0$, respecte als determinats pels experts.

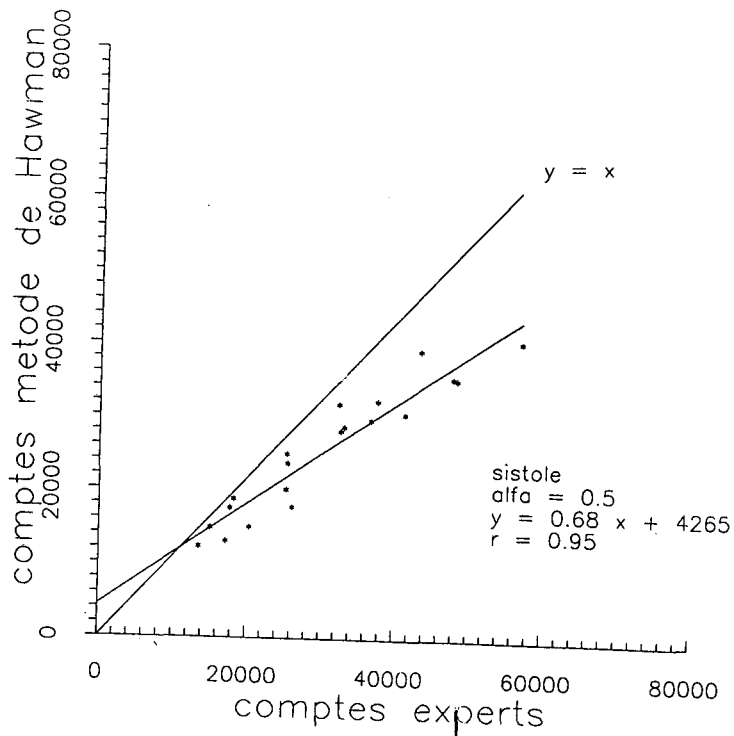


Figura 69. Comptes totals al interior dels contorn obtingut pel mètode de Hawman en sístole per $\alpha = 0.5$ respecte als determinats pels experts.

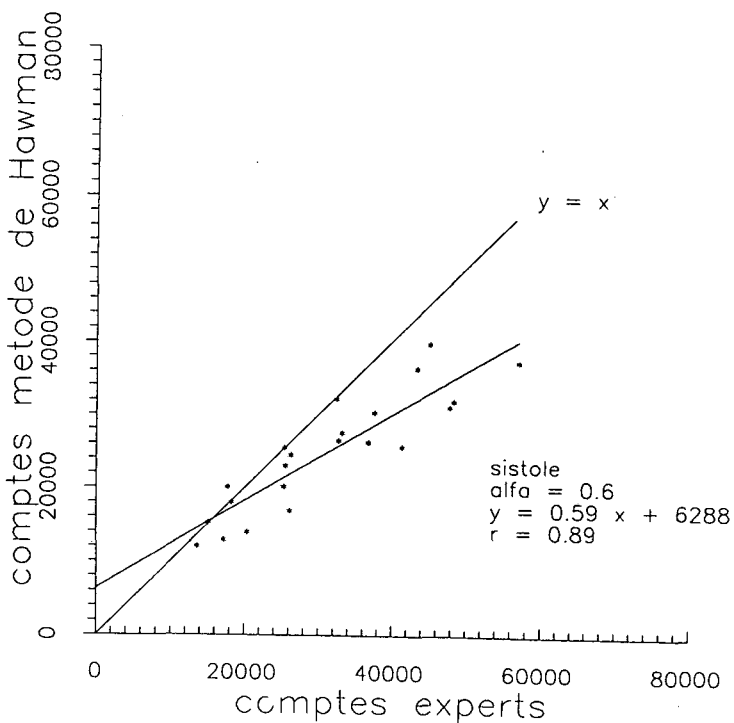


Figura 70. Comptes totals al interior dels contorn obtingut pel mètode de Hawman en sístole per $\alpha = 0.6$, respecte als determinats pels experts.

6.3.2.3. Anàlisi dels resultats obtinguts.

Del anàlisi de les figures 65,66 i 67 que representen els resultats obtinguts en diàstole aplicant el mètode de Hawman per diferents valors de α , podem veure que els valors obtinguts per $\alpha = 0.0$ (Fig.65), és a dir quan estem solament considerant la derivada segona, són inferiors als obtinguts pels experts, ja que la major part dels punts cauen per sota de la recta $y = x$, que representa la igualtat entre els valors obtinguts pels experts i els valors obtinguts pel mètode. S'ha fet la correlació dels valors , obtenint la recta de regressió $y = 0.81 x + 6300$ i es veu que l'ajust és alt ($r = 0.95$).

En el cas del model els contorns es van fent més petits a mesura que augmenta el valor de α . També això passa per els contorns obtinguts pels casos de malalts. Per $\alpha = 0.5$ (Fig 66) el número de comptes inclòs dins el contorn és més petit (la major part dels punts cauen per sota de la recta $y=x$). Aquí la recta que millor s'ajusta és $y = 0.77 x + 1851$ essent la correlació més bona que en el cas $\alpha = 0.0$ ($r=0.96$). Per $\alpha = 0.6$ el número de comptes inclosos dins el contorn encara és més petit que per $\alpha = 0.5$. La correlació amb la recta és també bona ($r = 0.94$).

Respecte dels resultats en sístole,(Figs. 68 a 70), són similars als obtinguts en diàstole, però per $\alpha = 0.0$, són més semblants als resultats obtinguts pels experts, ja que molts dels punts cauen per sobre de la recta $y=x$. La correlació amb la recta $y = 0.88x + 3893$ és bona ($r = 0.94$).

Pel valor $\alpha = 0.5$ els resultats són en general inferiors als dels experts, amb una bona correlació entre ells ($r = 0.95$). Per $\alpha = 0.6$ els resultats són encara més petits respecte als dels experts igualment a com passava en diàstole, produint-se una disminució en el coeficient de correlació ($r = 0.89$)

6.3.2.4 *Conclusions del mètode de Hawman.*

A la vista dels resultats obtinguts utilitzant el mètode de Hawman en les imatges del model i a les imatges de malalts reals, concloem que el valor $\alpha = 0$, dóna valors molt semblants als reals per les imatges del model, considerant un valor de $\mu = 0.138$. El valor $\alpha = 0$ pel cas d'imatges de malalts és el que dóna millors resultats en la comparació amb els contorns obtinguts pels experts sobre tot en sístole. Hem de tenir en compte que el mètode de Hawman no pot ampliar el contorn, ja que $\alpha = 0$, és el valor més petit que pot aconseguir en el interval de valors de α ($0 \leq \alpha \leq 1$), i per tant el que correspon a contorns més grans.

En conclusió un valor de $\alpha = 0$ amb $\mu = 0.138$ dóna bons resultats pel cas del model, a la vegada que $\alpha = 0$, dóna els valors més aproximats als valors obtinguts pels experts en sístole, però per diàstole els contorns determinats pels experts són lleugerament més amples que els contorns obtinguts per $\alpha = 0$, de manera que amb el mètode no es podrien obtenir els contorns en diàstole.

6.4. El mètode morfològic.

En aquesta part dels resultats descriurem com hem aplicat el mètode morfològic descrit al capítol 4 , a les imatges gammagràfiques del ventricle esquerre, per determinar el contorn. A més de les modificacions necessàries per l'adaptació del mètode morfològic , hem introduït un procés automàtic per la determinació del fons. El mètode morfològic resultarà ser completament automàtic, no requerint l'actuació de l'operador per delimitar una zona d'interès ni per marcar una zona on determinar el fons. El mètode morfològic serà també aplicat a imatges del model de ventricle, per obtenir conclusions que ajudin a interpretar els resultats obtinguts amb les imatges reals de pacients que es veuran a continuació.

6.4.1. Filtrat previ.

Hem comprovat que per aplicar la morfologia matemàtica és necessari un filtrat previ ja que la presència de soroll desvirtua totalment l'aplicació dels algorismes. Per tant en primer lloc estudiarem el filtrat de les imatges, aplicant el filtre de mitjana i el filtre de Wiener, obtenint millors resultats amb aquest darrer filtre.

6.4.1.1. El filtre de mitjana

Abans d'aplicar el filtre de Wiener, hem aplicat el filtre de mitjana a les nostres imatges. Aquest filtre ja ha estat aplicat amb anterioritat a les imatges gammagràfiques per diversos autors: Deconinck ,(Deconinck, 1982) ha aplicat aquest filtre i ha fet una avaluació del seus efectes i Grochulski (Grochulski, 1985), ha aplicat aquest filtre junt amb promitjats sobre la imatge per reduir més efectivament el soroll.

Definició

El filtre de mitjana és un filtre no lineal (Pratt, 1972). A cada pixel se li assigna el valor mitjà dels pixels que el rodegen en un entorn determinat. El valor mitjà és el valor central quan situem els valors dels pixels que el rodegen i ell mateix en ordre de valor creixent (o decreixent).

La característica de ésser no lineal fa que sigui difícil de manipular matemàticament. El filtre de mitjana conservarà els pendents monòtons a la imatge, sempre que l'entorn que es consideri, estigui contingut dins del pendent. Per altre part eliminarà els pixels isolats de valor molt diferent al dels veïns. Per tant ens conservarà els contorns, sempre que el filtre estigui adaptat, i també ens eliminarà el soroll.

Resultats

Hem aplicat filtres de mitjana en entorns 3x3, 5x5 i 7x7, implementats en el sistema Vinix, a una de les imatges (garcia) hem iterat tres vegades cada un dels filtres. Els resultats estan a les figures 71 a 73.

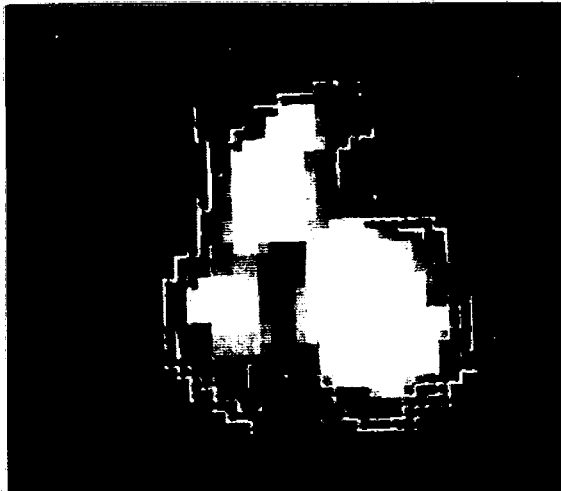


Figura 71. Resultat de filtrar amb un filtre de mitjana 3x3

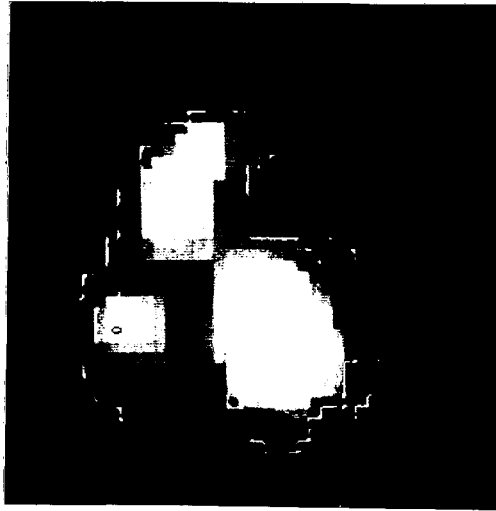


Figura 72. Resultat de filtrar amb un filtre de mitjana 5x5

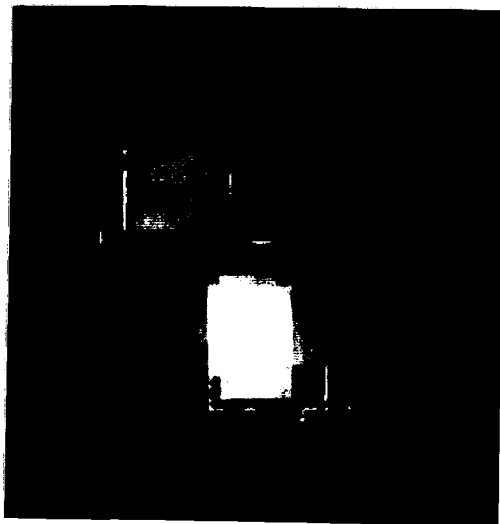


Figura 73. Resultat de filtrar amb un filtre de mitjana 7x7

El filtre de mitjana no elimina els contorns, però tampoc no és excessivament efectiu en la eliminació del soroll, en comparació a com ho fa el filtre de Wiener.

6.4.1.2. *Aplicació del filtre de Wiener.*

Aplicarem el filtre de Wiener, ja descrit en el capítol 5, a cada una de les imatges 64x64 de que es compona el cicle total. Es seguirà el procediment proposat per King (King et al. 1983) per restaurar imatges gammagràfiques de fetge. Per simplificar els càlculs, generarem un filtre amb simetria de revolució, de manera que només serà necessari calcular el filtre en funció del radi, és a dir calcularem el filtre solament en una direcció, i a partir del resultat obtingut generarem un filtre bidimensional.

Per tant el procés a seguir serà el següent:

- a) Obtenció de les funcions necessàries pel càlcul del filtre.
- b) Determinació a partir d'aquestes funcions, de funcions en una direcció radial.
- c) Càlcul del filtre de Wiener en una direcció radial, a partir de la fórmula 64.
- d) Construcció d'un filtre bidimensional a partir del filtre en una direcció, per interpolació.
- e) Aplicació del filtre.

a) Obtenció de les funcions necessàries per l'obtenció del filtre.

Espectre de potència de la imatge.

Per cada una de les imatges hem calculat l'espectre de potència, utilitzant la transformada ràpida de Fourier en dos dimensions. L'espectre de potència el calculem com:

$$P_g(A) = (\text{PartRe}(\mathcal{F}(A)))^2 + (\text{PartIm}(\mathcal{F}(A)))^2 \quad (76)$$

On: A és la imatge

: P_g és l'espectre de potència de la imatge.

A la figura 74 tenim l'espectre de potència obtingut de la imatge de garcia en diàstole.

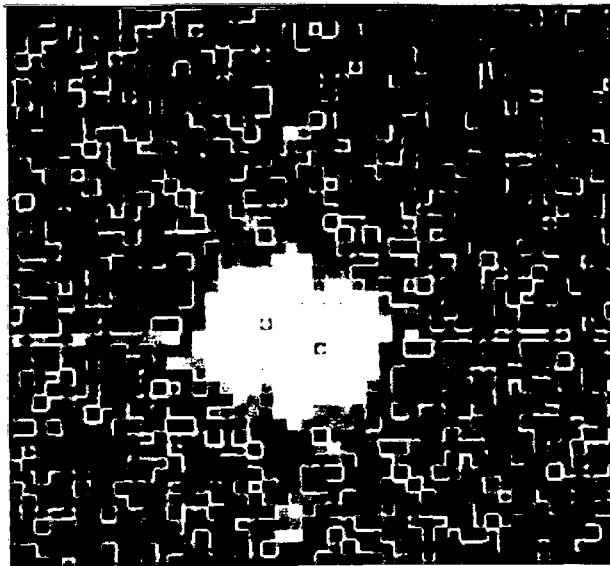


Figura 74. Espectre de potència de la imatge garcia en diàstole.

Per valors de la freqüència superiors a 0.25 cicles /pixel, freqüència a partir de la qual es pot suposar (King et al., 1983) que la influència del soroll és elevada, hem determinat el màxim de l'espectre de potència de la imatge (MAX). Aquesta determinació s'ha fet sobre una direcció qualsevol. Suposem que aquest màxim (MAX) és degut a la contribució del soroll. A la figura 75 tenim l'espectre de potència obtingut i el valor MAX.

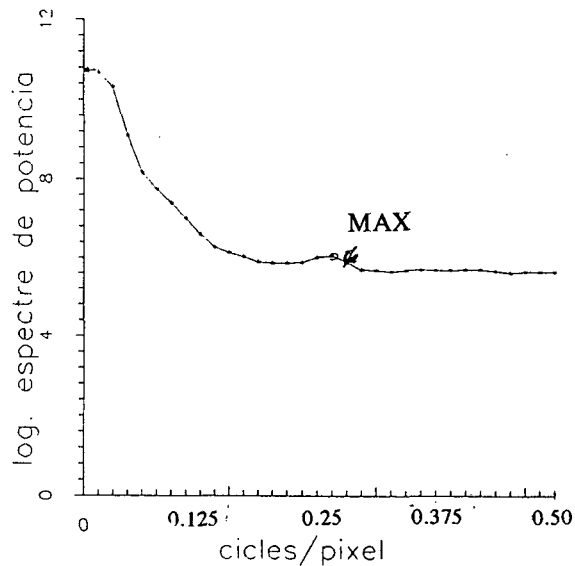


Figura 75. Espectre de potència obtingut en una direcció radial.

Funció de transferència

La funció de transferència MTF és la transformada de Fourier en dos dimensions de la imatge d'un punt (PSF) a través de la gammacàmera i per tant a la fórmula 64 seria $H = MTF$.

Per aplicar el filtre de Wiener, coneixem totes les funcions necessàries amb exactitud, excepte la PSF de la gammacàmera. Amb la finalitat de superar aquest inconvenient la generarem per ordinador.

Generació de la PSF.

Generalment la PSF d'una gammacàmera es pot aproximar per una gaussiana. Hem generat la PSF, construint gaussianes d'amplada similar a la PSF de la gammacàmera. La PSF de la gammacàmera utilitzada, segons les característiques de fabricació, té una amplada màxima a la meitat del màxim (FWHM) de 8.7 mm., quan l'objecte està a 10 cm. del col·limador. A la meitat del màxim el valor del PSF és 1/2 .

I per tant:

$$e^{-\frac{FWHM^2}{4\sigma^2}} = \frac{1}{2} \quad (77)$$

On σ representa la semiamplada de la PSF quan la intensitat baixa fins a 1/e del màxim.

Es a dir :

$$\sigma = \frac{FWHM}{2 \sqrt{\ln 2}} \quad (78)$$

De forma que : $\sigma = 5.2$ mm.

Per altra part, quan l'objecte estudiat, en aquest cas el ventricle esquerre, està a 10 cm. de distància un pixel correspon a 2.8 mm., de forma que la σ és aproximadament de 2 pixels. Hem construït també altres gaussianes amb valors diferents de σ per comprovar-ne els resultats. Hem pres σ igual a 0.5, 1 i 3 pixels. Aplicant la transformada de Fourier ràpida (FFT) de dos dimensions hem calculat les MTF

Espectre de potència del soroll.

Com ja s'ha vist (Goodman and Belsher, 1976), l'espectre de potència del soroll de Poisson és constant i igual al número de comptes totals de la imatge. Aquest valor és precisament el valor central de la transformada de Fourier de la imatge.

b) Determinació a partir d'aquestes funcions, de funcions en una direcció radial.

Promitjat circular del espectre de potència.

Hem promitjat l'espectre de potència bidimensional angularment, obtenint un espectre de potència radial de 32 pixels de longitud sumant sobre els anells centrats. Aquest promitjat també ha contribuït a eliminar el soroll. A la figura 76 tenim l'espectre de potència promig. Per freqüències inferiors a 0.25 cicles/pixel determinarem el valor que és inferior al valor MAX abans trobat. Considerarem que a partir de la freqüència ω_c corresponent a aquest valor la influència del soroll és important i per tant quan calculem el filtre farem que tendeixi a zero ràpidament a partir d'aquesta freqüència.

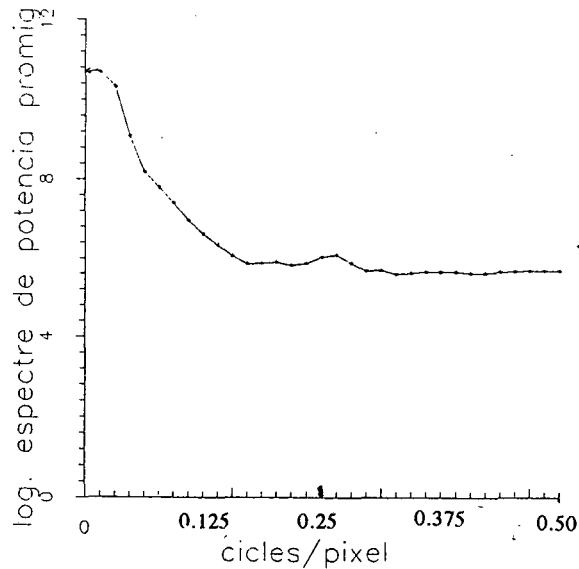


Figura 76. Espectre de potència promig angular.

Obtenció d'una MTF radial promig.

Com la PSF generada és simètrica també ho és la MTF de dos dimensions i per tant prenem els valors sobre un radi de la MTF.

c) Càlcul del filtre de Wiener en una direcció radial, a partir de les fórmula 64.

Per poder calcular ara el filtre en una direcció radial, ens falta determinar l'espectre de potència de l'objecte. Per determinar-lo Goodman i Belsher, (Goodman i Belsher, 1976), proposen la relació següent:

$$P_f(\omega) = MTF^{-2}(\omega) [P_g(\omega) - N] \tag{79}$$

On P_f és l'espectre de potència de l'objecte, P_g és l'espectre de potència de la imatge, N és l'espectre de potència del soroll (constant)

Calculem ara el filtre fent com ja s'ha dit que tendeixi a zero per freqüències iguals o superiors a ω_c , on considerem que la influència del soroll és important. Segons la proposta de King (King et al. 1983), l'espectre de potència del objecte seria:

$$\begin{aligned} P_f(\omega) &= MTF^{-2}(\omega)[P_g(\omega)-N] && \text{per } \omega < \omega_c \\ P_f(\omega) &= P_g(\omega)-N && \text{per } \omega \geq \omega_c \end{aligned} \quad (80)$$

A partir de valors iguals o més grans que ω_c , l'espectre de potència del objecte (P_f), es fa igual a la diferència entre l'espectre de potència de la imatge i l'espectre de potència del soroll. L'espectre de potència de l'objecte serà necessàriament petit, ja que en aquesta zona $P_g \approx N$.

Per tant el filtre definit al capítol 5 serà el següent:

$$\begin{aligned} H'(\omega) &= \frac{1}{H(\omega)} \frac{(H(\omega))^2}{(H(\omega))^2 + \frac{P_n(\omega)}{P_f(\omega)}} && \text{per } \omega < \omega_c \\ H'(\omega) &\approx 0 && \text{per } \omega \geq \omega_c \end{aligned} \quad (81)$$

On $H'(\omega)$ és el filtre de Wiener amb les modificacions descrites, i com ja s'ha especificat abans $H(\omega)$ és la $MTF(\omega)$ i $P_n(\omega)$ és l'espectre de potència del soroll, en aquest cas $P_n = N$, i ω_c és la freqüència a partir de la qual la influència del soroll és important. A partir de ω_c el filtre pren valors quasi nuls ja que l'espectre de potència de l'objecte és molt semblant a zero.

en diàstole del cas garcia i prenent diferents PSF.

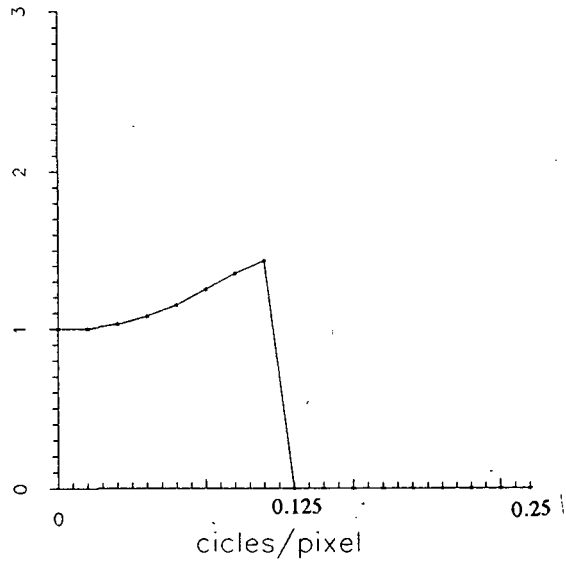


Figura 77. Filtre obtingut per la imatge garcia quan considerem una PSF de $\sigma = 2$ pixels

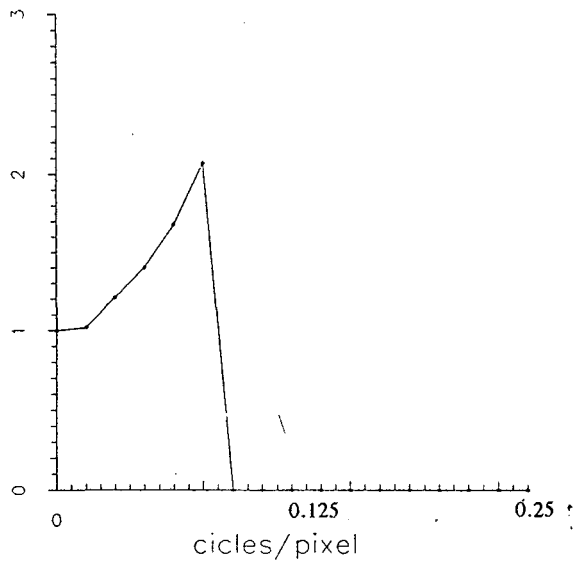


Figura 78. Filtre obtingut per la imatge garcia quan considerem una PSF de $\sigma = 3$ pixels

d) Construcció d'un filtre bidimensional a partir del filtre en una direcció per interpolació.

A partir del filtre en la direcció radial, construïm un filtre bidimensional rotant el filtre radial al voltant del origen i per interpolació lineal trobem els valors en els diferents punts de la malla. Pels punts que estan a una distància del centre superior a 32 píxels, prenem com a valor el corresponent al píxel 32.

Posteriorment, apliquem el filtre a la imatge, realitzant el producte en el espai de freqüències i tornant després al espai objecte aplicant la transformada de Fourier inversa (IFFT).

1.4. Resultats obtinguts en el filtrat.

A les figures 79 a 81 es veuen els resultats de filtrar la imatge de garcia amb diferents filtres de Wiener amb una PSF diferent.

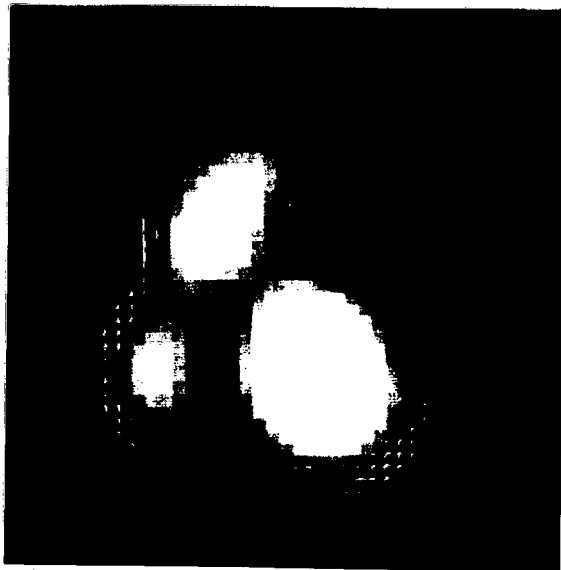


Figura 79. Resultat de filtrar la imatge garcia utilitzant una PSF amb $\sigma = 1$.

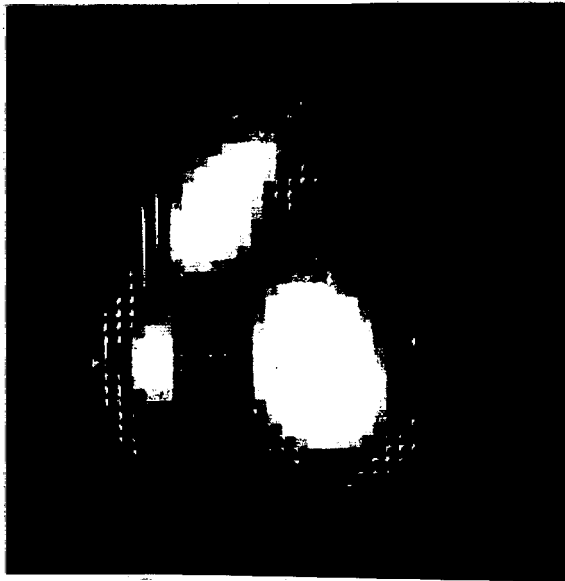


Figura 80. Resultat de filtrar la imatge garcia utilitzant una PSF amb $\sigma = 2$.

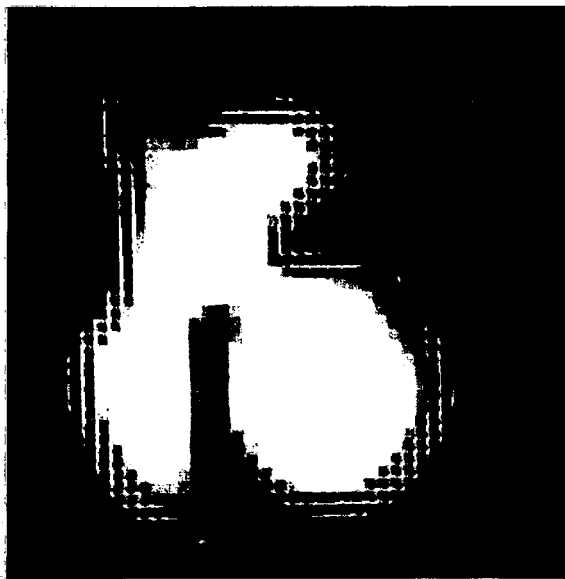


Figura 81. Resultat de filtrar la imatge garcia utilitzant una PSF amb $\sigma = 3$.

El filtrat de Wiener dóna una millora considerable de les imatges gràcies a la eliminació del soroll. Aquesta restauració permet la percepció visual de característiques de les imatges que no eren abans visibles . Pels nostres propòsits, és a dir la aplicació de la morfologia matemàtica, els resultats són molt bons, ja que elimina el soroll que dificulta la aplicació de la morfologia matemàtica.

6.4.2. Aplicació del mètode morfològic.

En aquesta secció aplicarem la morfologia matemàtica descrita al capítol 4 a les imatges en estudi.

Les imatges del ventricle esquerre restaurades per el filtre de Wiener en una sèrie que va de diàstole a sístole es consideren com superfícies en les que anem a determinar les zones de influència o watersheds dels diferents màxims locals, per després localitzar la zona corresponent al ventricle esquerre i en aquesta zona aplicar gradients morfològics. Aquests gradients ens permetran determinar el contorn del ventricle i fer el càlcul del número de comptes. Es plantejarà també un procés de determinació del fons , que ens permetrà passar a comptes nets i a volum del ventricle.

El procés es divideix, doncs en tres parts:

- Càlcul de les zones d'influència.
- Selecció de la zona corresponent al ventricle.
- Extracció, dins d'aquesta regió, del ventricle.

6.4.2.1. Càlcul de les zones d'influència (watershed).

A la figura 82, tenim representada la imatge scintigràfica del cor, que es presenta com un relleu geogràfic. Anem a dividir la imatge en diferents zones corresponents a les diverses "muntanyes", que apareixen en aquest relleu. Per fer-ho, utilitzarem la idea de watershed.

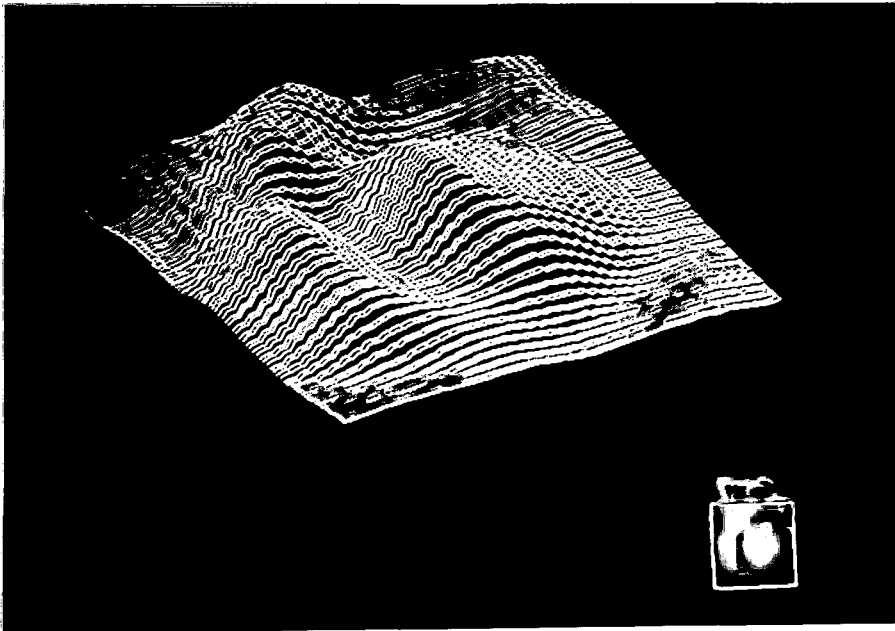


Figura 82. Representació en tres dimensions de una imatge gammagràfica del cor filtrada (garcia), des de la visió obliqua anterior esquerra.

Intuitivament la idea de watershed és senzilla. Imaginem que plou sobre una superfície definida per una funció f , l'aigua baixarà costa avall pel camí que li permeti baixar més ràpid, l'aigua es reuneix i va a través de canals fins el punt més baix, que serà un mínim de la funció f i allà es para. La zona d'atracció d'un mínim de f s'anomena watershed. La imatge es dividirà en diferents zones separades per unes línies anomenades línies divisòries d'aigua (lignes de partage des eaux)(LPE). Aquestes línies divideixen les conques de la superfície. Per dualitat, si considerem la funció complementària de f llavors els watersheds i les LPE es

converteixen en turons i canals respectivament. Les LPE i els canals formen xarxes que poden ser infinites. El nostre objectiu és doncs el de determinar els canals que creuen la superfície, i per tant aïllar els turons.

6.4.2.1.1 Algoritme per determinar els canals .

Aquest algoritme serà utilitzat per dividir la imatge gammagràfica en diferents zones de influència. Apliquem l'algoritme en les 20 imatges a la vegada, utilitzant el processador VINIX. L'algoritme consta dels següents passos, (Fig. 83):

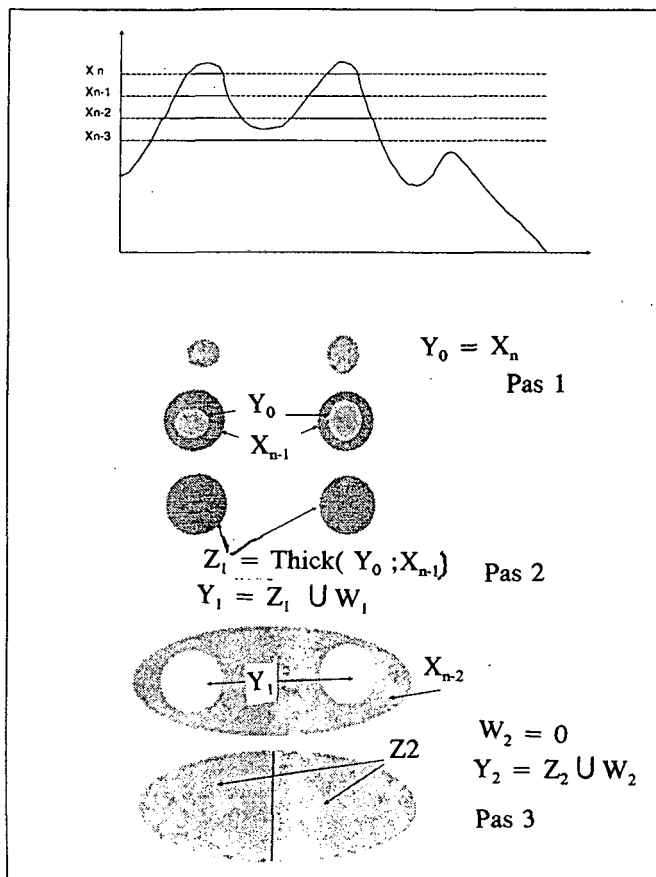


Figura 83. Diferents passos per determinar els canals de la imatge

- 1) Divisió de la imatge en successius nivells $X_n, X_{n-1}, \dots, \dots, X_{n-i}$
- 2) Nomenem $Y_0 = X_n$
- 3) Fem un engruiximent (thickening) homotòpic condicionat al següent nivell X_{n-1} .

El fet de que conservi la homotopia impedirà que ,al baixar de nivell, es solapin les diferents regions, a més afegim les regions W_i que vagin apareixent a mesura que baixem de nivell.

En la pràctica, no és necessari realitzar un thickening o una dilatació per una seqüència infinita d'elements estructurants, solament és necessari aconseguir la idempotència en el nivell en el que estem.

Al final és una imatge binària que conté les zones de influència dels màxims a 1, i les fronteres entre ells a 0. A la figura 84, podem veure un pas d'aquest procés en una imatge scintigràfica, i a la figura 85 el últim resultat invertit i sumat a la imatge.

Es veu clarament la divisió de la imatge a través dels canals que separen els turons de la superfície topogràfica.

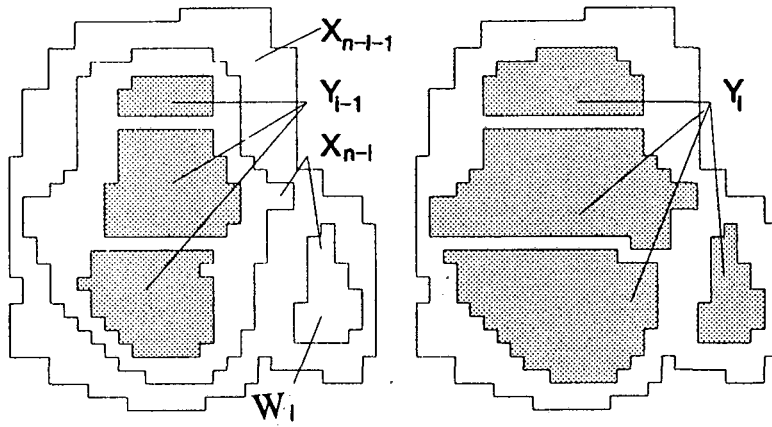


Figura 84. Un pas en el procés de determinació dels canals descrit a la figura 83.



Figura 85. Ultim resultat sumat a la imatge.

L'establiment de les línies no solament separarà la zona del ventricle esquerre de les veïnes, sinó que a més, marcarà el límit en una zona conflictiva, com és la que separa el ventricle esquerre del ventricle dret, on el número de comptes és molt alt. Per tant, una vegada establerta aquesta separació, podem establir algorismes de segmentació del ventricle esquerre pròpiament, evitant conflictes amb zones de alt nivell de gris corresponents al ventricle dret.

En la pràctica no és necessari, en el nostre tipus d'imatges, disminuir el nivell un a un, sinó que, amb la finalitat de accelerar el procés, podem baixar varis nivells de cop, i el resultat final, és pràcticament el mateix. El número de passos ha estat de 30, és a dir hem dividit la imatge en 30 nivells a cada un dels quals hem aplicat un thickening homotòpic respecte del nivell inferior.

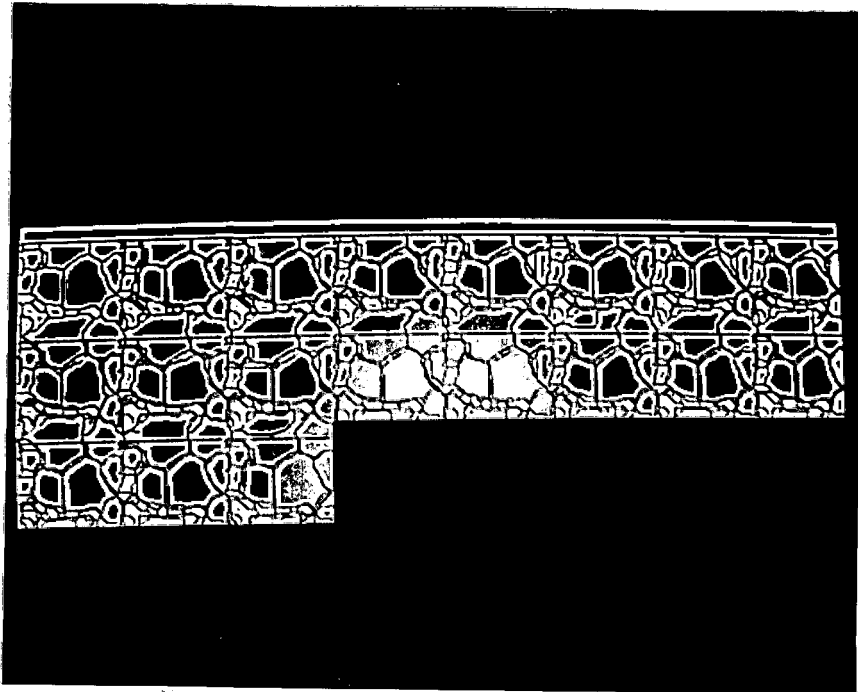


Figura 86. Canals per una sèrie d'imatges.

6.4.2.1.2. Cas especial.

En alguns casos, no existeix per la resolució que utilitzem, màxim associat al ventricle esquerre. Això passa, en alguns casos, a la imatge corresponent al sístole i en les properes a ella. Això és degut al fet que el ventricle apareix, no com una muntanya separada sinó unida al ventricle dret. Possibles causes poden ser que l'angle que hem pres per captar les imatges no sigui el més adequat, o be que el volum del ventricle esquerre sigui molt petit. Naturalment, sinó existeix màxim associat al ventricle, no tindrem regió d'influència i no podrem separar la zona corresponent al ventricle esquerre. Per resoldre el problema utilitzarem el fet que les regions d'influència no difereixen molt d'una imatge amb les veïnes, de manera que podrem utilitzar en aquests casos la zona d'influència de la imatge més pròxima, que tingui màxim.

6.4.2.2. Selecció de la regió corresponent al ventricle esquerre.

6.4.2.2.1. Centre de massa.

L'estructura de les imatges gammagràfiques del cor presenta dues zones de alt nivell de gris. Al costat esquerre tenim una zona corresponent al ventricle dret i a les aurícules. Al costat dret i generalment cap avall tenim un altra zona que correspon al ventricle esquerre (Fig 19). Per la localització de la zona corresponent al ventricle esquerre prendrem com referència la posició del centre de massa de la imatge, per cada imatge 64x64. El centre de massa (x_g, y_g) es defineix com:

$$x_g = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N i * f(i,j) \quad y_g = \frac{1}{N^2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N j * f(i,j) \quad (82)$$

On $f(i,j)$ és la funció que dona el nivell de gris.

i,j són les coordenades de cada píxel

$N = 64$

El centre de massa, es troba situat entre les dues zones mencionades anteriorment. A més el centre de massa d'una seqüència de 20 imatges pràcticament no varia, com es pot veure en la taula 15, per una sèrie determinada.

6.4.2.2.2 Màxim del ventricle esquerre.

Per localitzar el ventricle esquerre, trobem els màxims locals, un d'ells serà el corresponent al ventricle esquerre.

Els màxims locals són calculats com aquells punts de la imatge que són invariants per dilatació. Eliminem aquells màxims quina intensitat no superi la meitat del màxim nivell de gris

Prenent una zona avall i a la dreta del centre de massa, localitzem la correspon ent al ventricle esquerre.

6.4.2.2.3 Modificacions del algorisme inicial

Per poder estudiar tots els casos hem tingut que introduir modificacions a l'algorisme inicial, classificant els problemes que puguin aparèixer. En alguns casos (vragu,herrer2) (fig. 87), la presència d'un punt de gran intensitat a la part inferior de la imatge, que prové de la utilització del mètode de Maurer (Maurer, 1983), fa que el algorisme confongui aquest punt com pertanyent al ventricle esquerre.

N ^o	x _g	y _g
1	25	33
2	25	33
3	24	33
4	24	33
5	24	33
6	24	33
7	24	33
8	24	33
9	24	33
10	24	33
11	24	33
12	24	33
13	24	33
14	24	33
15	24	33
16	24	33
17	25	33
18	25	33

Taula 15. Posició del centre de massa, en cada imatge 64 x 64, per cada una de les imatges de la sèrie del cas murcia.

El mètode de Maurer s'utilitza per determinar la profunditat del ventricle

esquerre, introduint una càpsula radioactiva a l'esòfag. Llavors cal modificar l'algorisme de manera que si troba dos màxims locals separats més de 5 pixels verticalment, refusi el més baix i consideri només el més alt que correspondrà al ventricle esquerre.

En altres casos (jimene3)(Fig. 88),l'algorisme falla perquè el màxim local pertanyent a la zona del ventricle esquerre es troba a sobre i/o a la esquerre del centre de massa de la imatge en pocs pixels. Aquest problema s'ha solucionat considerant com a punt de referència ,no el centre de massa, sinó un punt situat a 5 pixels amunt i 5 pixels a la esquerre del centre de massa.

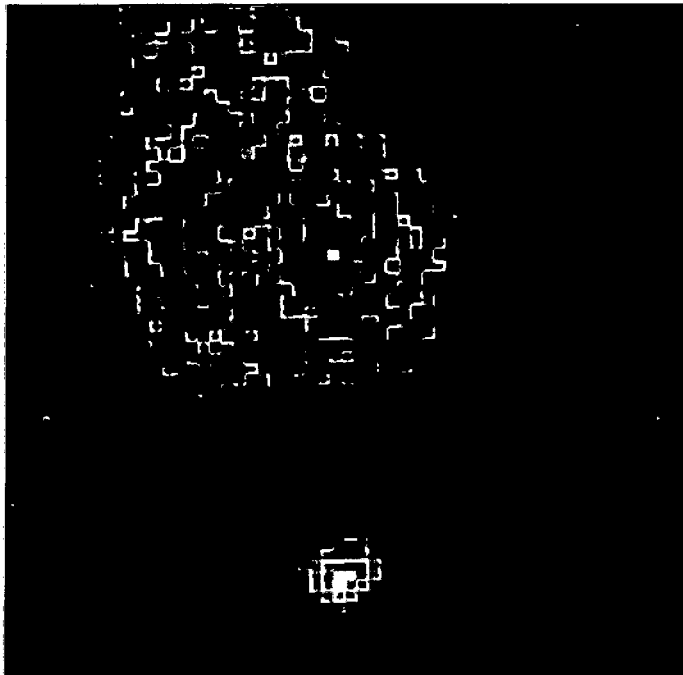


Figura 87. Imatge (vqragu) que té un punt que dificulta la localització del ventricle esquerre.

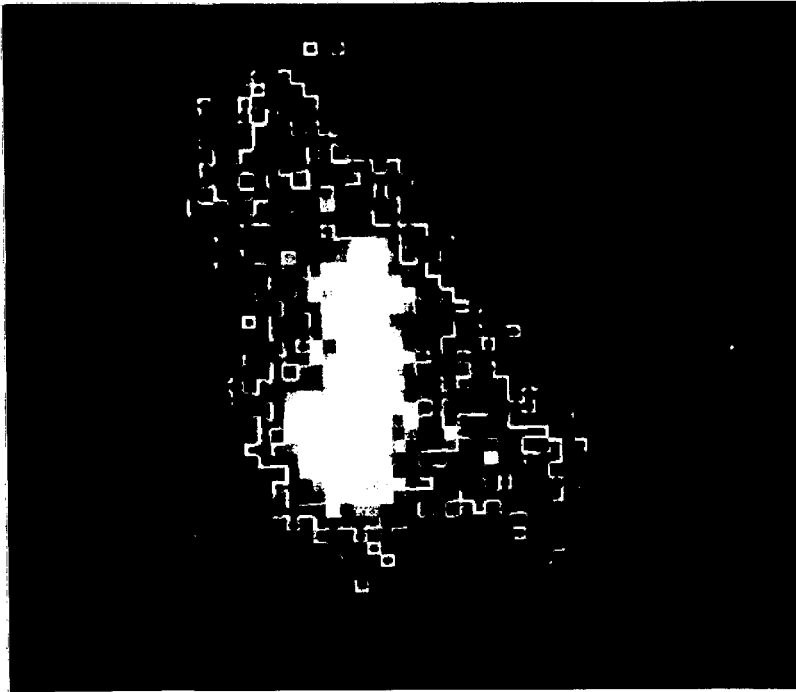


Figura 88. Imatge (jimene3), que falla per que el màxim pertanyent al ventricle es troa a l'esquerre del centre de massa.

6.4.2.3. *Extracció del contorn del ventricle esquerre.*

6.4.2.3.1. Paràmetres utilitzats per la extracció del contorn.

No tota la regió d'influència pertany al ventricle esquerre. Escollim com punts pertanyents al ventricle aquells que tenen un valor alt i aquells que tenen un gradient elevat.

Per tant establim un valor t_1 , com límit inferior a partir del qual considerem que el punt pertany al ventricle esquerre, (regió R_1).

Per altre part establim un valor t_2 , com límit inferior del gradient a partir del qual considerem que el punt pertany al ventricle. (regió R_2).

Per tant l'àrea escollida serà $R = R_1 \cup R_2$.

6.4.2.3.2 *El gradient morfològic.*

El gradient, és una operació morfològica, definida anteriorment. Devem utilitzar un element estructurant B pel gradient que s'adapti a les característiques del objecte que estem tractant, en aquest cas, el ventricle esquerre. Tenint en compte, l'amplada del contorn del ventricle esquerre, el gradient es calcula usant l'element estructurant de la figura 92 i la forma utilitzada del gradient és

$$\text{gradient} = \text{imatge} - \text{erosió de la imatge}$$



Figura 89. L'element estructurant utilitzat pel gradient

t_1 i t_2 són els dos únics paràmetres del nostre mètode, i els usarem per minimitzar la diferència entre els resultats que obtinguem i els resultats donats pels experts.

6.4.2.3.3 *Operacions complementàries*

Una vegada hem obtingut el conjunt resultant que correspon al ventricle, tenim una regió R que a vegades presenta un contorn irregular o be té petits pores de pocs píxels. Amb la finalitat d'eliminar aquestes característiques, apliquem un tancament (closing) seguit de una obertura (opening). El primer omplirà els forats i el segon eliminarà les petites protuberàncies.

6.4.2.4. *Càlcul del fons.*

6.4.2.4.1 *Importància del fons en el càlcul del volum.*

El fons, és a dir els comptes provinents de zones no corresponents al

ventricle esquerre, té una importància fonamental en el càlcul del seu volum.

El número de comptes provinents del fons oscil·la entre el 30% i el 50% del número de comptes totals.

Aquests comptes han de ser restades del número de comptes total que tenim dins de l'àrea trobada pel ventricle. Existeixen moltes maneres de calcular el fons. Una de les maneres més utilitzades pels experts consisteix en considerar una zona en forma de arc, a la part inferior dreta, propera al contorn del ventricle i paral·lela a ell, aquesta serà la manera utilitzada per nosaltres.

6.4.2.4.2. Càlcul del fons utilitzant la morfologia matemàtica.

Per calcular el fons hem dilatats el contorn obtingut n vegades i li hem restat la imatge dilatada $n-1$ vegades. El resultat obtingut és una corona al voltant del ventricle separada del contorn del ventricle. En aquesta zona calculem el fons per píxel, considerant tota la corona o solament una part d'aquesta. Seguint el criteri determinat pels experts considerarem la part de la corona corresponent a la zona inferior dreta del ventricle.

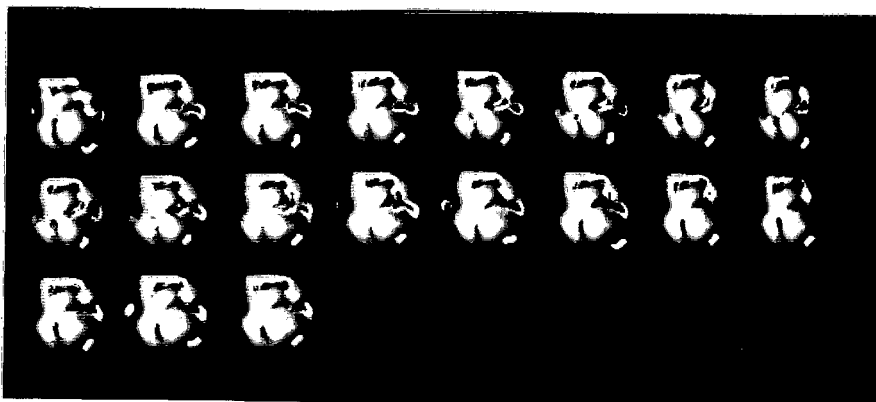


Figura 90. Zona de fons trobada per una serie de 20 imatges .

6.4.2.5. Resultats obtinguts amb el model

Hem aplicat el mètode al model de vuit "ventricles", per diferents valors de t_1 i t_2 , que van de $t_1 = 0$ fins $t_1 = 100$ i $t_2 = 2$ fins $t_2 = 4$. Hem considerat un fons a distància 2 i angle 30° . A la figura 91 tenim els contorns determinats per $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$.

Hem comprovat que els resultats obtinguts pels ventricles de volum inferior a 75 ml. per $t_1 = > 40$ són independents del valor de t_1 , depenent solament dels valors de t_2 . Això s'explica pel fet que els ventricles de volum inferior a 75 ml. tenen una alçada inferior a 40, això fa que no influeixi el valor de t_1 . De manera que l'únic paràmetre és el corresponent al gradient.

A les taules 16 a 18 tenim per un valor de $t_1 = 75$, els resultats obtinguts per $t_2 = 4,3$ i 2.

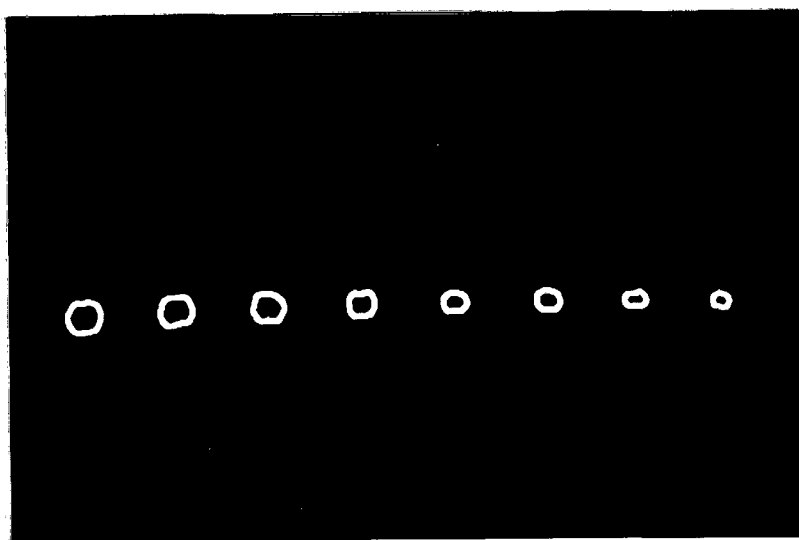


Figura 91. Contorns trobats pel model per $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$

Resultats

$t_1 = 75, t_2 = 4$

Volum ventricle	F	Ar	C.T.	C.N.
185	17.1	420	27933	20776
140	15.0	338	19686	14643
110	14.2	325	16593	11955
75	15.1	251	11634	7843
55	14.2	176	7725	5221
45	13.5	206	7996	5215
35	15.7	109	3747	2028
22	10.4	37	1167	782

Taula 16. Resultats obtinguts al aplicar el mètode morfològic al model per $t_1 = 75$ i $t_2 = 4$.

On: F : Fons per pixel a distància 2 i angle 30°

Ar: Àrea en pixels.

C.T.: Comptes totals al interior del contorn.

C.N.: Comptes nets al interior del contorn.

$t_1 = 75, t_2 = 3$

Volum ventricle	F	Ar	C.T.	C.N.
185	17.3	441	28710	21066
140	14.4	374	21002	15603
110	14.2	343	17167	12271
75	15.0	266	12089	8099
55	14.2	179	7838	5292
45	13.5	211	8155	5306
35	15.7	138	4742	2566
22	10.5	111	3451	2285

Taula 17. Resultats obtinguts al aplicar el mètode morfològic al model per $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$.

On: F : Fons per pixel a distància 2 i angle 30°

Ar: Àrea en pixels.

C.T.: Comptes totals al interior del contorn.

C.N.: Comptes nets al interior del contorn.

$t_1 = 75, t_2 = 2$

Volum ventricle	F	Ar	C.T.	C.N.
185	18.6	617	32055	20569
140	15.6	478	22955	15466
110	15.7	523	20642	12390
75	15.9	421	15156	8455
55	14.3	321	10431	5834
45	15.5	308	9746	4951
35	15.4	315	8062	3193
22	12.6	301	6673	2877

Taula 18. Resultats obtinguts al aplicar el mètode morfològic al model per $t_1 = 75$ i $t_2 = 2$.

On: F : Fons per pixel a distància 2 i angle 30°

Ar: Àrea en pixels.

C.T.: Comptes totals al interior del contorn.

C.N.: Comptes nets al interior del contorn.

Resultats

Cal fer esment que els valors del fons són molt similars als considerats pel mètode de Hawman (Cap. 3), ja que van d'un valor màxim de 18.6, fins un valor mínim de 10.

A les figures 92 a 94 ,tenim representats els volums reals respecte els volums obtinguts per diferents valors de t_2 .

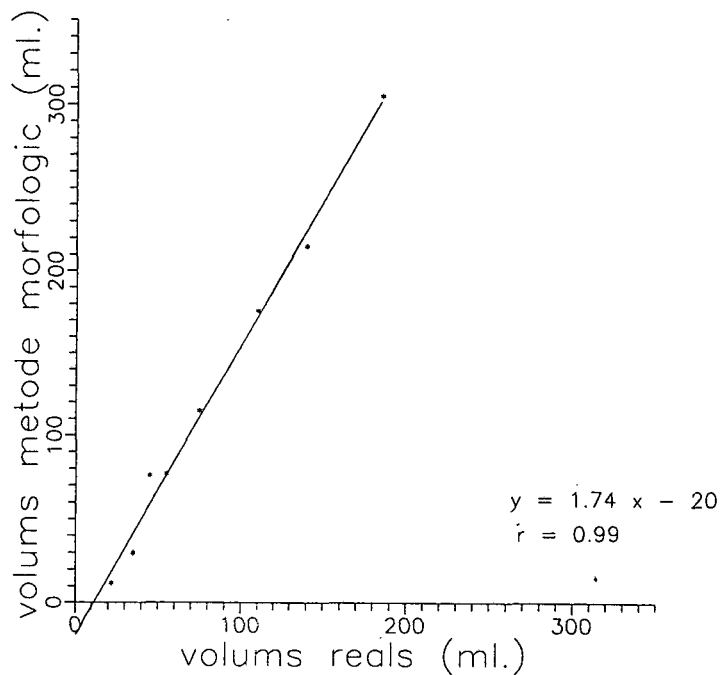


Figura 92. Volums obtinguts utilitzant el mètode morfològic, amb $t_1 = 75$ i $t_2 = 4$ respecte dels volums reals

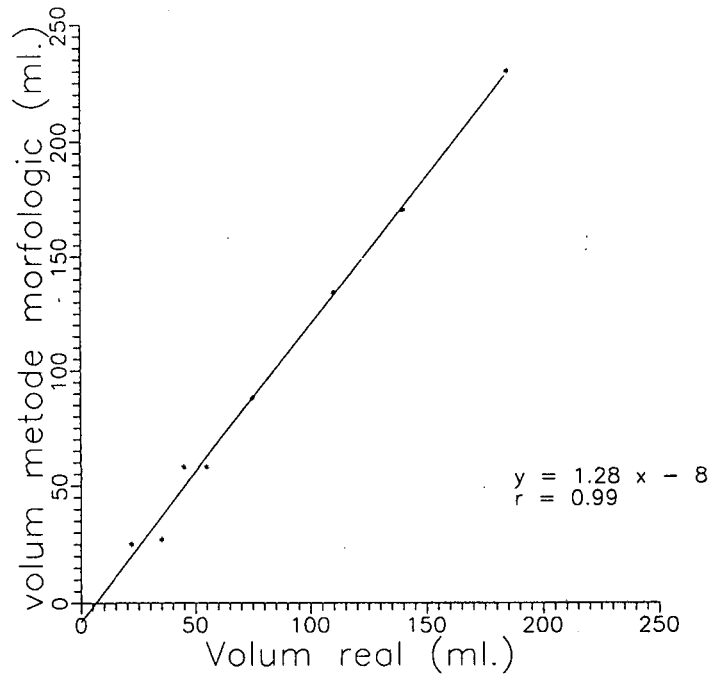


Figura 93. Volums obtinguts utilitzant el mètode morfològic, amb $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$ respecte dels volums reals

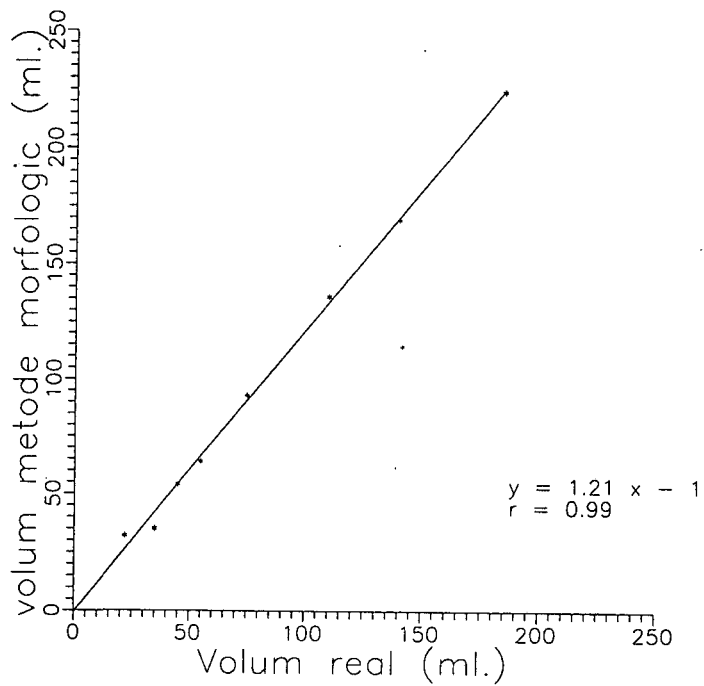


Figura 94. Volums obtinguts utilitzant el mètode morfològic, amb $t_1 = 75$ i $t_2 = 2$ respecte dels volums reals

6.4.2.6. Anàlisi dels resultats .

En general una augment de t_1 implica una disminució del volum, de la mateixa manera un augment de t_2 implica una disminució del volum, ja que cada vegada considerem punts que tenen més pendent. Per valors de t_1 baixos, la influència de la variació de t_2 és pràcticament nul·la, per què estem considerant amb un t_1 baix tots els punts amb diferent t_2 . A mesura que augmenta el valor de t_1 per un t_2 donat, el volum va disminuint, ja que anem eliminant punts amb una certa alçada que no tenen gradient suficient per ser considerats. Quan el valor de t_1 és suficientment alt alguns ventricles "desapareixen", excepte si considerem també un t_2 baix (p. ex. $t_2 = 2$), ja que els ventricles inclouen punts amb gradients superiors a $t_2 = 2$. Per tant podem dir que per gradients baixos, l'influència de la variació de t_1 és pràcticament nul·la, de forma simètrica al que hem dit abans.

Per $t_1 = 70-90$ i $t_2 = 2-4$, els resultats correlacionen molt bé amb els valors reals, es troba una recta de regressió amb coeficient de correlació $r > 0.99$ en tots els casos, donant en general un valor més alt, com es pot veure a les figures 92 a 94. Per altra part de la observació visual dels contorns obtinguts, es dedueix que aquests valors són efectivament excessivament alts. Hem calculat aquests volums prenent una $\mu = 0.138$, de forma similar al que hem fet amb el mètode de Hawman. Els resultats són a les figures 95 a 97. Veiem que amb aquest valor de μ , els resultats s'ajusten molt als valors reals. Per tant creiem que aquest valor de μ , és probablement l'adequat donada la configuració del experiment realitzat.

Resultats

En els casos $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$ i 4 els volums alts (superiors a 75 ml.), donen molt bons resultats, els volums baixos no donen tant bons resultats, en canvi per $t_2 = 2$, inclús els valors baixos (p. ex. 45 ml.) s'ajusten molt bé a la recta $y = x$. En conclusió, podem dir que s'aconsegueix una gran igualtat entre els volums calculats i els volums reals considerant $t_1 = 75$ i $t_2 = 2$ o 3, i prenent $\mu = 0.138$.

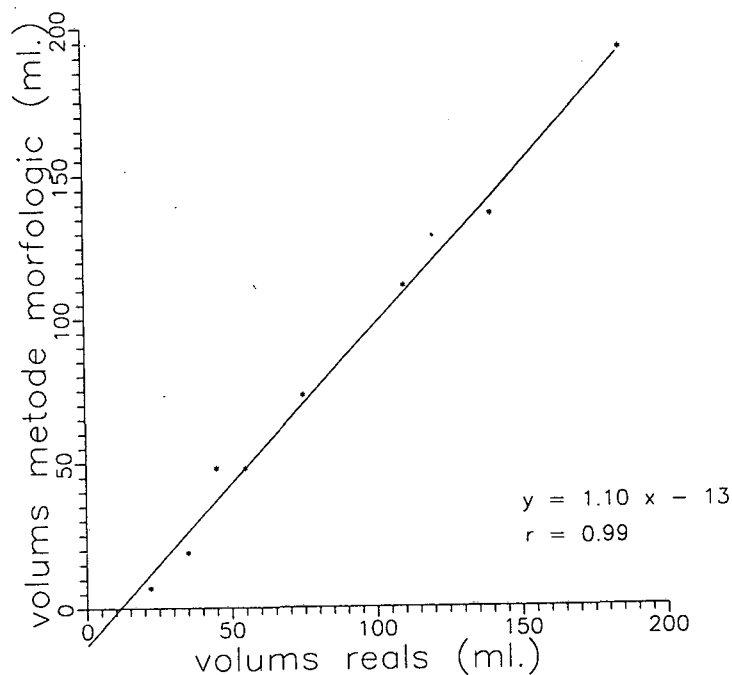


Figura 95. Volums obtinguts utilitzant el mètode morfològic, amb $t_1 = 75$ i $t_2 = 4$ respecte dels volums reals, amb $\mu = 0.138$

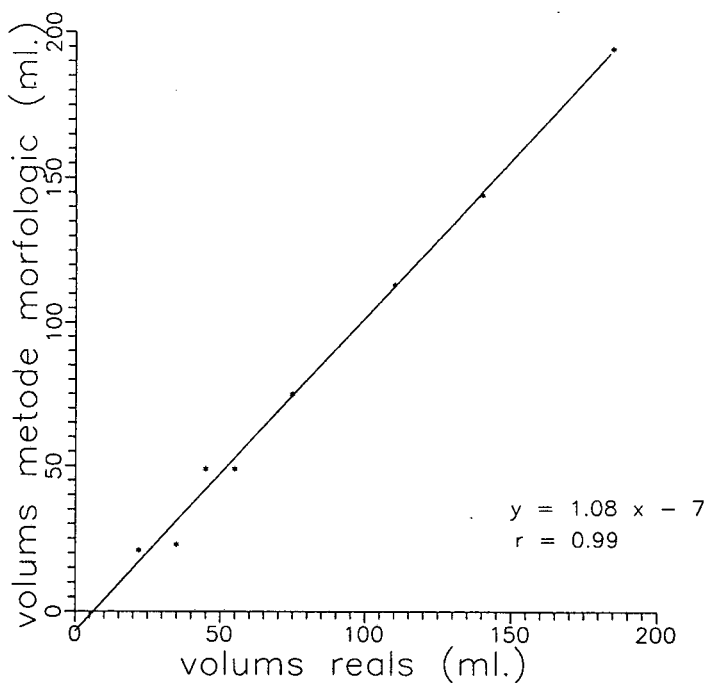


Figura 96. Volums obtinguts utilitzant el mètode morfològic, amb $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$ respecte dels volums reals, amb $\mu = 0.138$

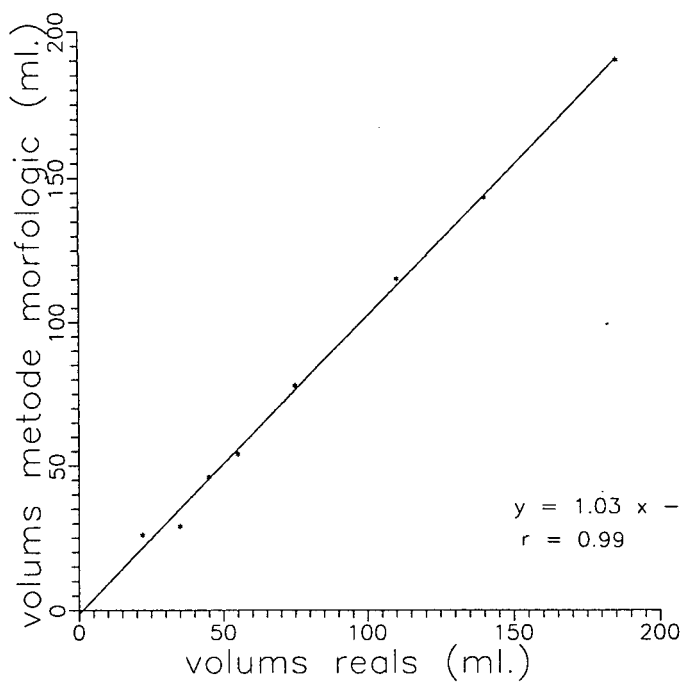


Figura 97. Volums obtinguts utilitzant el mètode morfològic, amb $t_1 = 75$ i $t_2 = 2$ respecte dels volums reals, amb $\mu = 0.138$

Comparant aquest mètode amb el de Hawman en el cas de les imatges del model, veiem que pels dos mètodes alhora de calcular el volum real, pels millors valors en cada mètode, cal substituir $\mu = 0.15$ donat per Links per $\mu = 0.138$, obtenint així bons resultats.

En el mètode morfològic a diferència del mètode de Hawman el fons ve donat automàticament pel mateix mètode, només cal considerar els paràmetres adequats. Aquesta és una diferència notable però que no duu a grans discrepàncies en els resultats.

En tots dos casos les rectes de regressió tallen l'eix y en valors negatius indicant un valor inferior del volum per valors petits. Existeix molt bona correlació en tots dos casos. Amb el mètode morfològic i per els paràmetres $t_1 = 75$ i $t_2 = 2$, si es considera $\mu = 0.138$, la recta de regressió que ajusta els resultats és molt pròxima a $y=x$, donant per tant molt bona correlació i igualtat entre els valors calculats i els reals del model

6.4.2.7 Resultats obtinguts amb imatges de malalts.

A la figura 98, podem veure els contorns obtinguts per uns valors de t_1 i t_2 . La zona de fons està determinada per dos paràmetres com ja s'ha descrit: La distància en pixels al contorn i l'angle respecte a l'horitzontal.

6.4.2.7.1. Comparació dels resultats obtinguts amb el mètode morfològic amb els valors obtinguts pels experts en valors totals, fons i comptes

nets.

Anem ara a comparar els resultats obtinguts utilitzant el mètode morfològic amb els resultats donats pels experts, tant en comptes totals en diàstole i sístole, com en els valors del fons i també els comptes nets en diàstole i sístole.

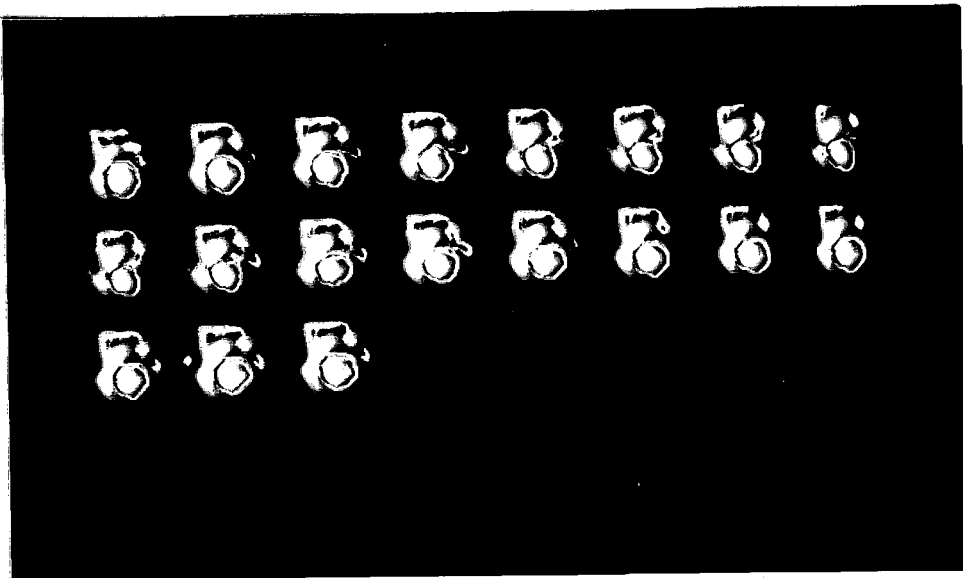


Figura 98. Contorns obtinguts amb el mètode morfològic per $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$.

6.7.9.1. Comparació dels comptes totals en diàstole i sístole.

Per cada parella t_1 i t_2 hem comparat els resultats obtinguts pels experts i els resultats obtinguts amb el mètode morfològic. Hem pres com a criteri de comparació el de fer mínima la suma dels quadrats de les

diferències entre els valors donats pel mètode i els valors donats en promig pels experts. Es a dir

$$dif = \sqrt{\sum_{i=1}^N (Cexp_i - Cmorf_i)^2} \quad (83)$$

on

- dif : diferència
- Cexp_i : Resultat obtingut pel experts.
- Cmorf_i : Resultat obtingut pel mètode morfològic.

N = Número de casos

Seguint criteris basats en la observació de les imatges obtingudes, hem limitat el càlcul per valors que van de t₁ = 65 fins t₁ = 80 i de t₂ = 2 a t₂ = 4. A les figures 1 a 6, estan expressades les relacions entre el número de comptes totals dins el contorn determinat pel mètode morfològic i el número de comptes totals promig determinat pels experts quan considerem t₁ = 75 i t₂ = 2,3 i 4, tant en diàstole com en sístole, on es poden veure les variacions que experimenten quan canvien el valor de t₂. Per aquest valor de t₁ i aquest valors de t₂ els millors resultats es donen quan tenim t₁ = 75 i t₂ = 3, perquè per aquests valors la recta de regressió que s'ajusta als resultats s'assembla més a la recta y = x

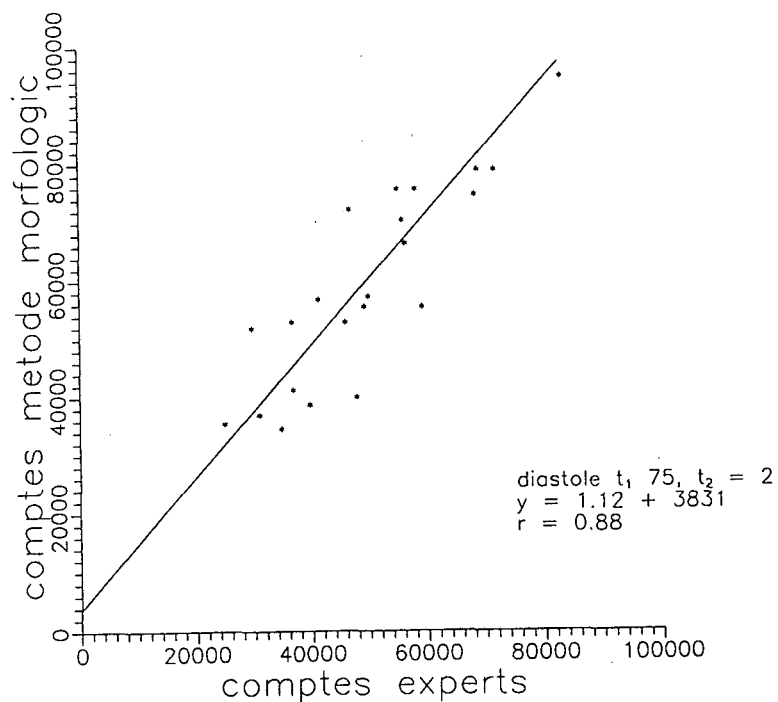


Figura 99. Valors dels comptes totals en diàstole utilitzant el mètode morfològic quan considerem $t_1 = 75$, i $t_2 = 2$, respecte

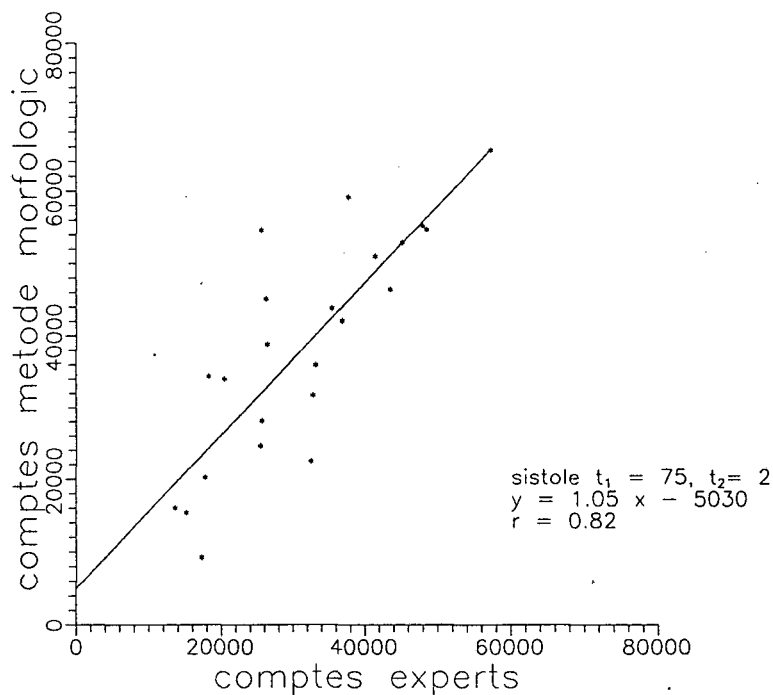


Figura 100. Valors dels comptes totals en sístole utilitzant el mètode morfològic quan considerem $t_1 = 75$, i $t_2 = 2$, respecte dels valors promig determinats pels experts.

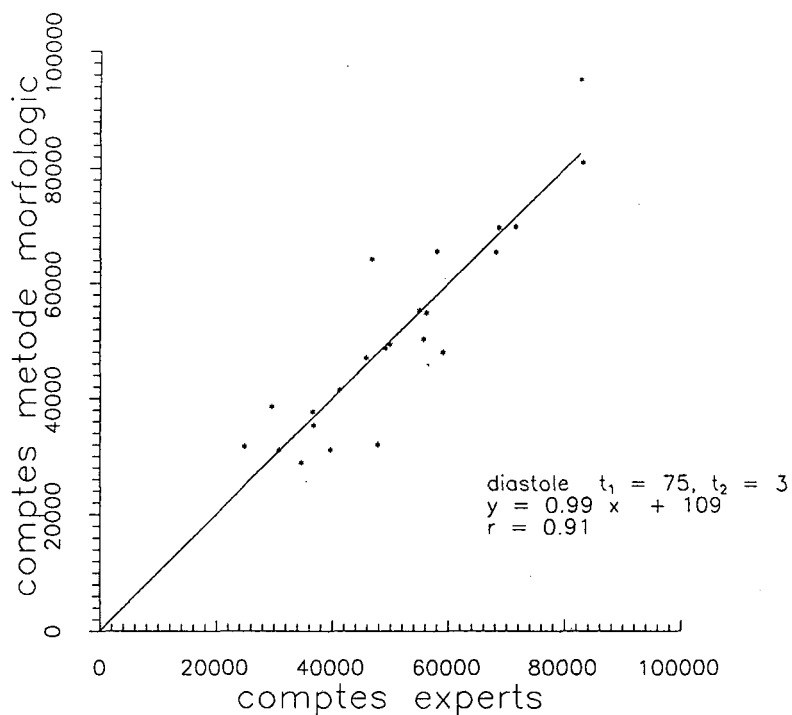


Figura 101. Valors dels comptes totals en diàstole utilitzant el mètode morfològic quan considerem $t_1 = 75$, i $t_2 = 3$, respecte dels valors promig determinats pels experts.

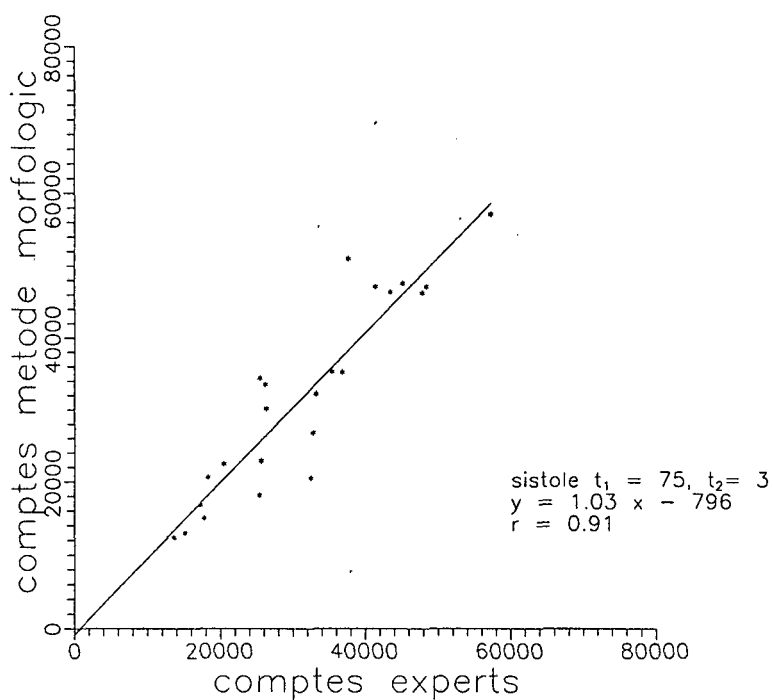


Figura 102. Valors dels comptes totals en sístole utilitzant el mètode morfològic quan considerem $t_1 = 75$, i $t_2 = 3$, respecte dels valors promig determinats pels experts.

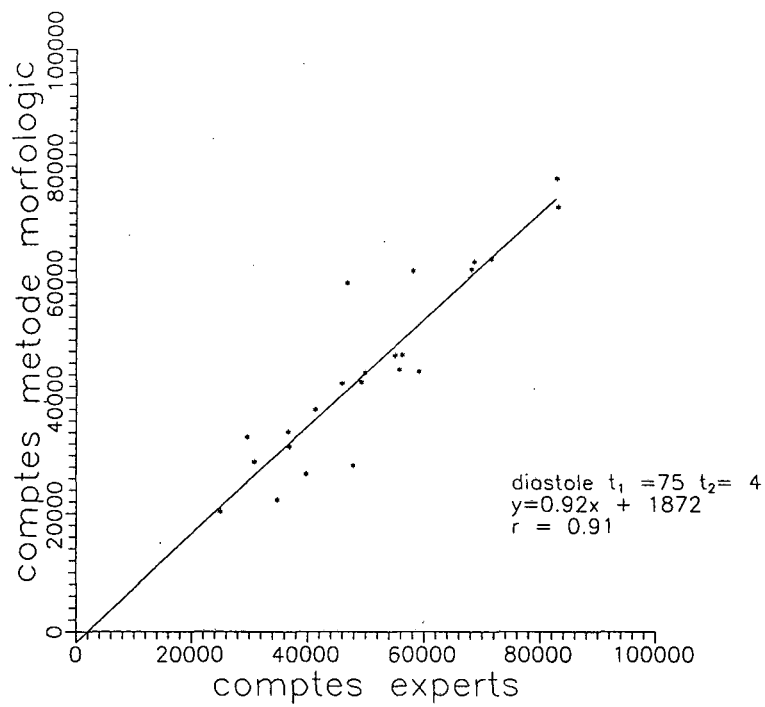


Figura 103. Valors dels comptes totals en diàstole utilitzant el mètode morfològic quan considerem $t_1 = 75$, i $t_2 = 4$, respecte dels valors promig determinats pels experts.

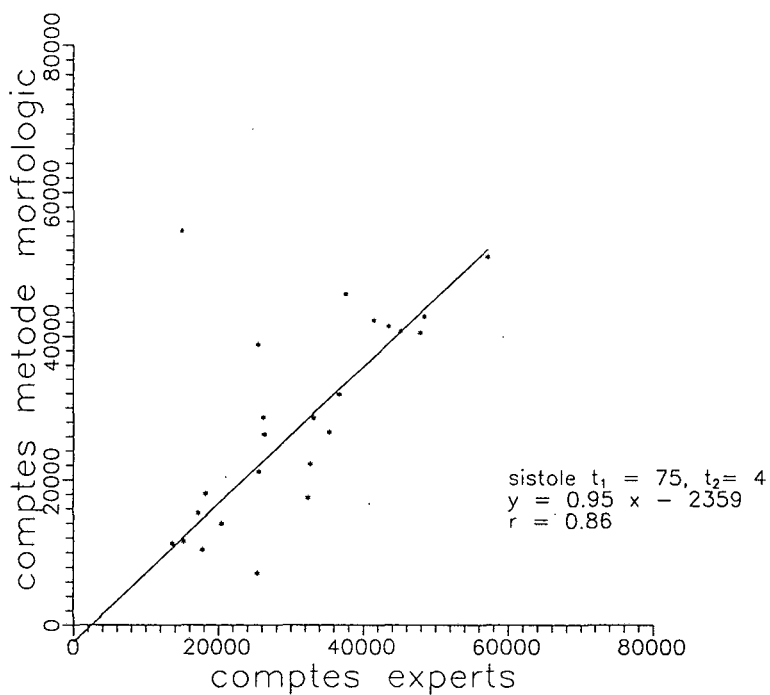


Figura 104. Valors dels comptes totals en sistole utilitzant el mètode morfològic quan considerem $t_1 = 75$, i $t_2 = 4$, respecte dels valors promig determinats pels experts.

A les figures 105 a 108 es poden veure representades les diferències definides abans (83) en funció de t_1 , per un t_2 fix, de aquestes representacions s'obtenen els valors de t_1 i t_2 que donen un valor més petit de la diferència.

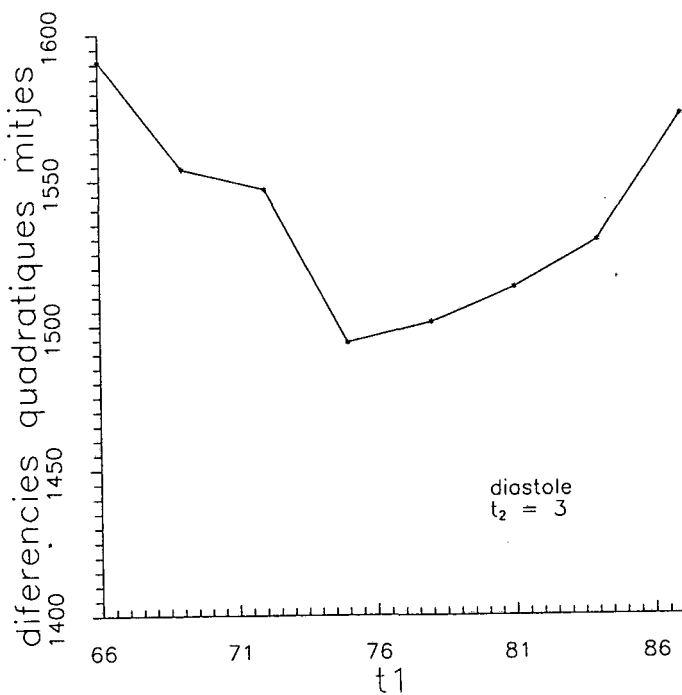


Figura 105

Valor de la diferència quadràtica mitja entre els valors del comptes totals en diàstole determinats pel mètode morfològic i els determinats pels experts per diferents valors de t_1 prenent $t_2 = 3$

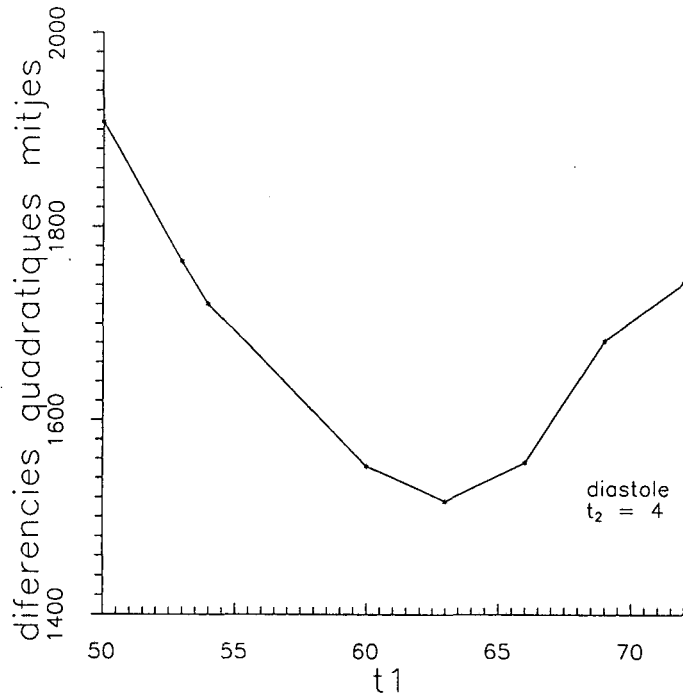


Figura 106. Valor de la diferència quadràtica mitja entre els valors del comptes totals en diàstole determinats pel mètode morfològic i els determinats pels experts per diferents valors de t_1 prenent $t_2 = 4$.

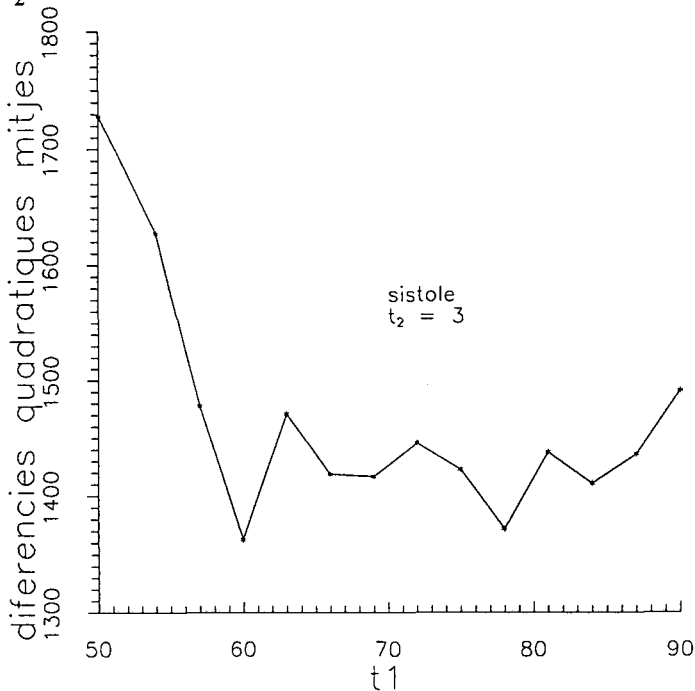


Figura 107 Valor de la diferència quadràtica mitja entre els valors del comptes totals en sístole determinats pel mètode morfològic i els determinats pels experts per diferents valors de t_1 prenent $t_2 = 3$.

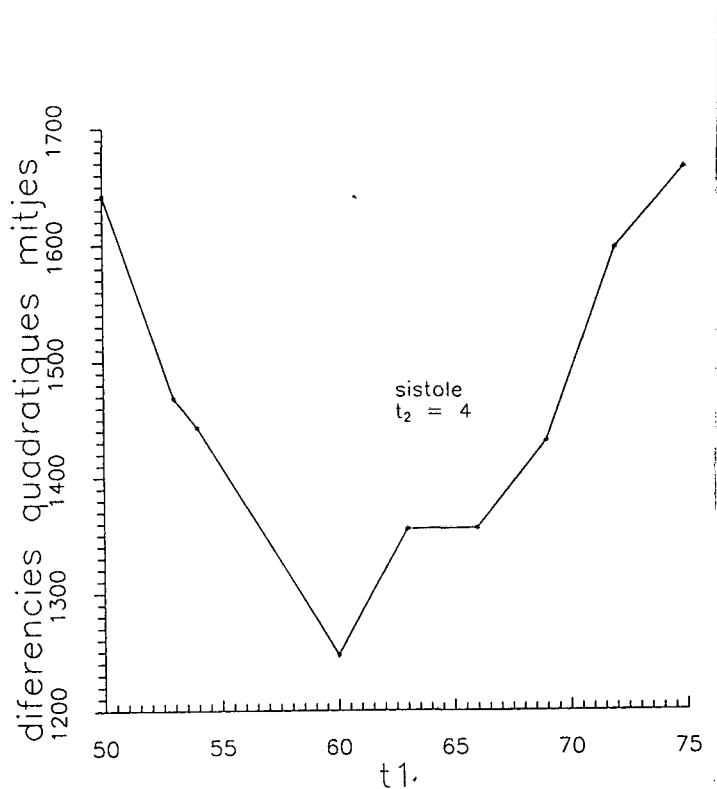


Figura 108 Valor de la diferència quadràtica mitja entre els valors del comptes totals en sístole determinats pel mètode morfològic i els determinats pels experts per diferents valors de t_1 prenent $t_2 = 4$.

Del anàlisi de les gràfiques es dedueix, que els valors que fan mínima la diferència estan al voltant de $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$ per diàstole i $t_1 = 60$ i $t_2 = 4$ per sístole, encara que el valor $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$ en sístole dóna una diferència suficientment petita perquè podem considerar el valor $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$, com un parell de valors igualment vàlids en diàstole i en sístole. Per tant considerarem ara els contorns determinats per $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$, com a base per determinar el fons i en definitiva els comptes nets en diàstole i sístole i poder compararlos amb els determinats pels experts.

6.7.9..2 Determinació del fons i càlcul del comptes nets en diàstole i sístole.

Per aquests valors de t_1 i t_2 , hem considerat el fons per diferents valors

de la distància i del angle considerat. Hem pres distàncies 1 i 2 i 3 (tenint en compte l'element estructurant amb que fem la dilatació). Hem considerat també diferents angles, per cada una de les distàncies. A la figura 109 tenim la zona de fons considerada quan prenem distància 1 i angle 30° en el cas garcia. A la figura 110 tenim la zona de fons considerada quan prenem distància 2 i angle 30° en el mateix cas. A les figures 111, 112 i 113 està representat el fons donat pels experts respecte el fons per diferents valors de la distància al contorn i el angle. Els comptes nets, són els comptes totals menys l'àrea pel fons obtingut. A les figures 114 a 117, pels mateixos valors de t_1 i t_2 tenim representats els comptes nets en diàstole i en sístole, per dos dels fons abans considerats, respecte els valors obtinguts pels experts.

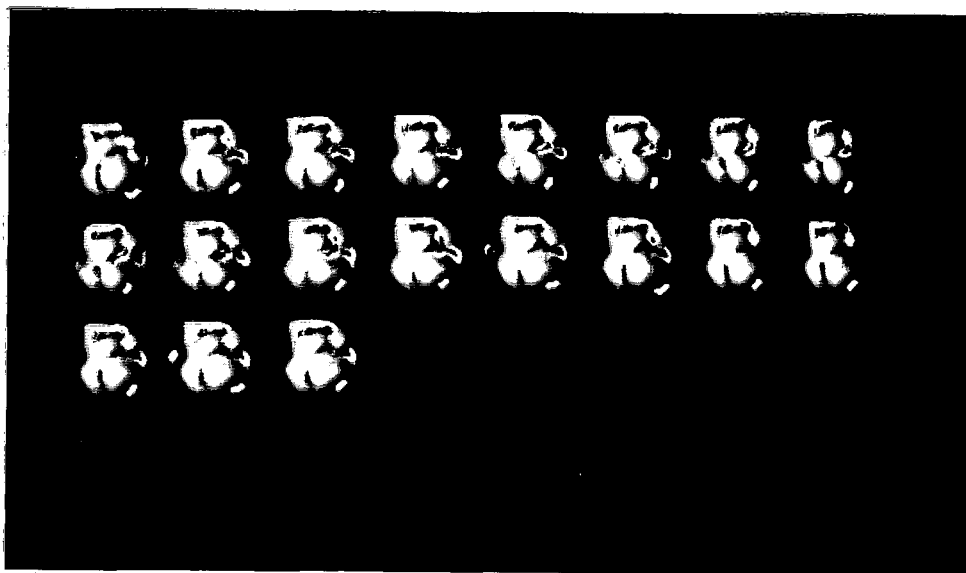


Figura 109. Zona de fons considerada quan prenem distància 1 i angle 30° en el cas garcia.

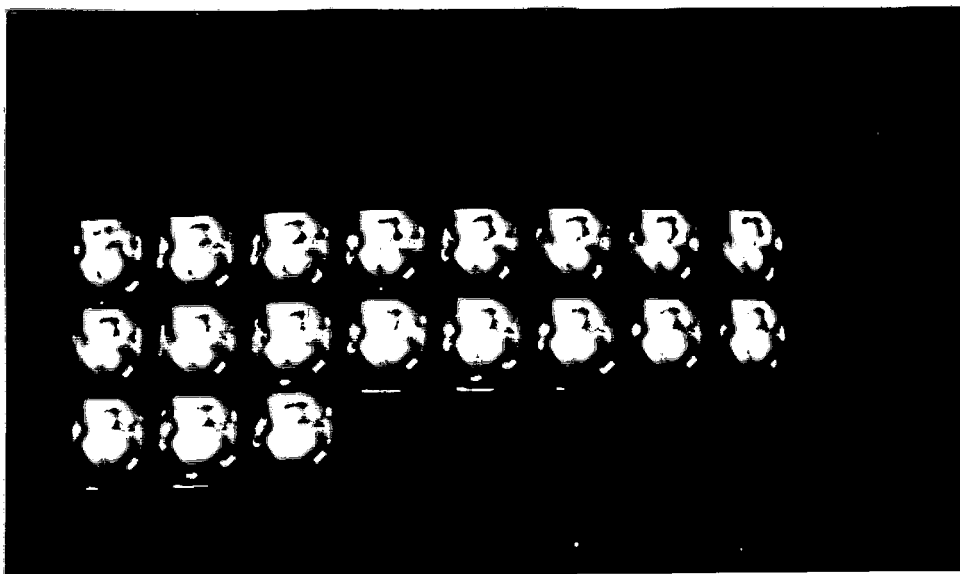


Figura 110. Zona de fons considerada quan prenem distància 2 i angle 30° en el cas garcia.

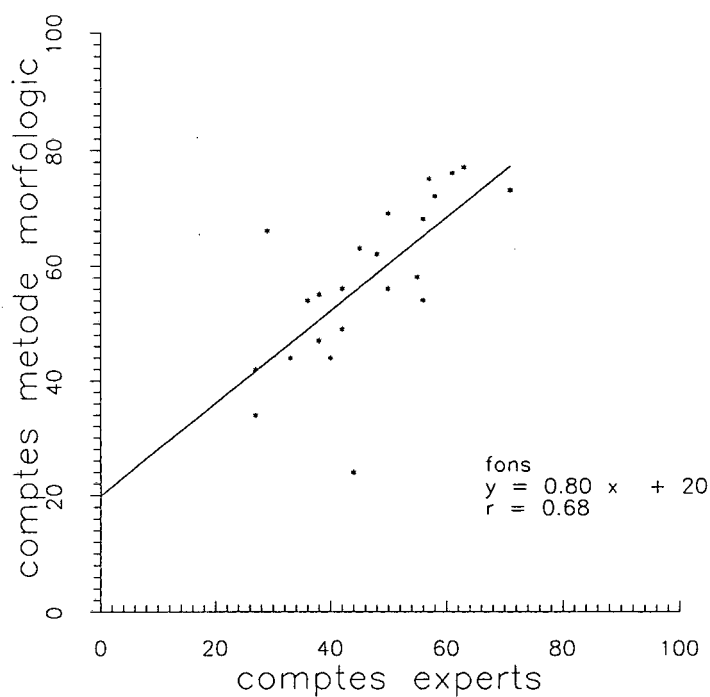


Figura 111. Fons per pixel donats pel mètode morfològic quan la distància del contorn és 1 i prenem un arc de 60° a la part inferior dreta del ventricle, representats respecte als fons determinats pels experts.

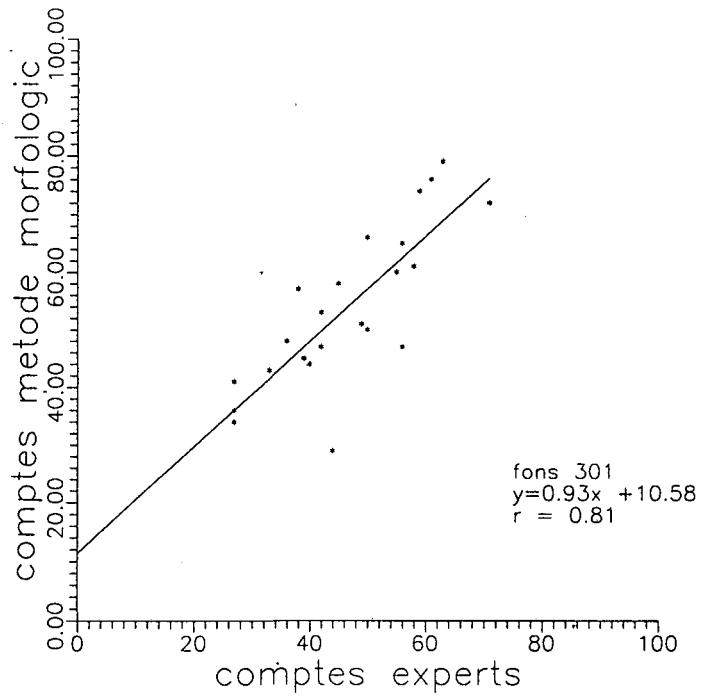


Figura 112 Fons per pixel donats pel mètode morfològic quan la distància del contorn és 1 i prenem un arc de 30° a la part inferior dreta del ventricle, representats respecte als fons determinats pels experts.

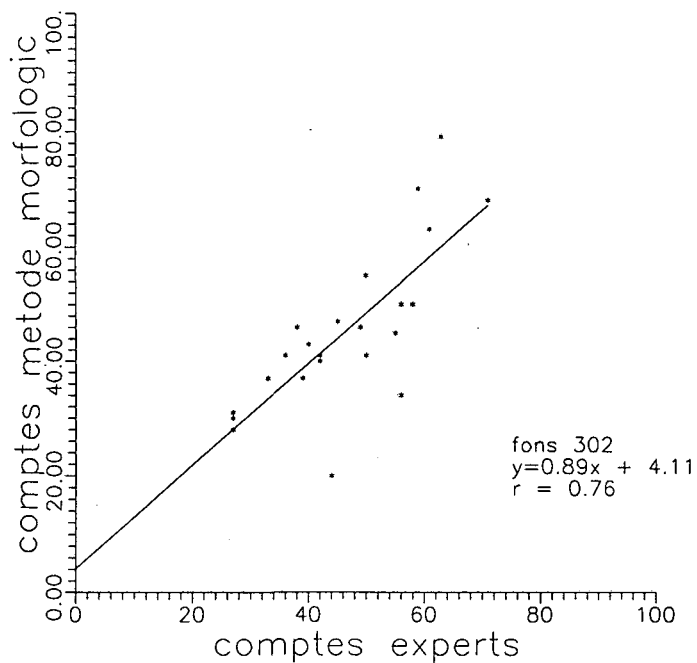


Figura 113 Fons per pixel donats pel mètode morfològic quan la distància del contorn és 2 i prenem un arc de 30° a la part inferior dreta del ventricle, representats respecte als fons determinats pels experts.

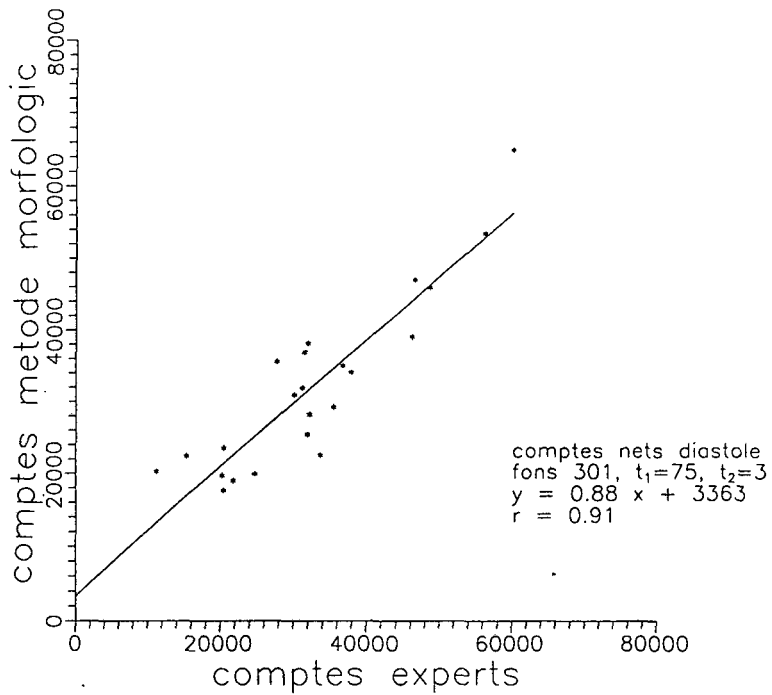


Figura 114 Comptes nets en diàstole, determinats pel mètode morfològic, pel fons a distància 1 i angle 30° , respecte dels comptes nets en diàstole determinats pels experts.

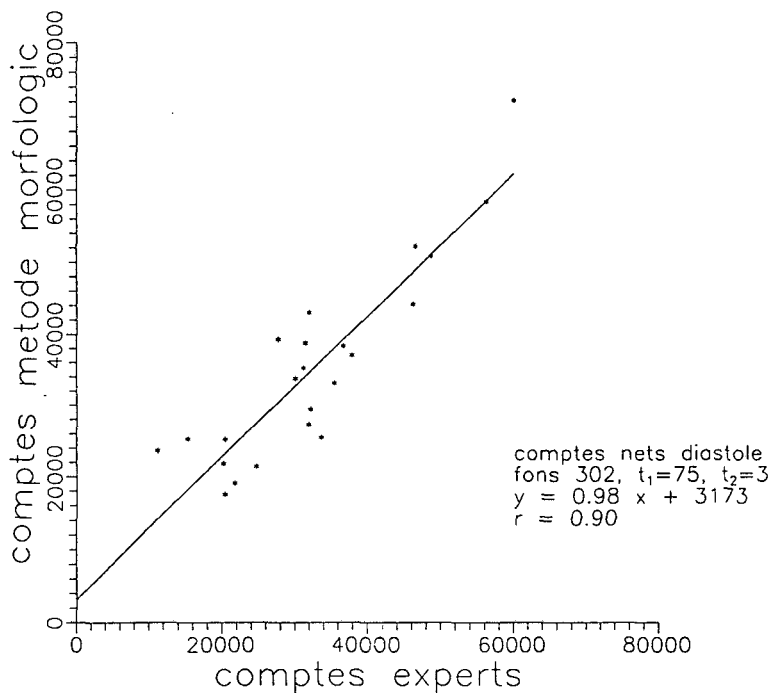


Figura 115 Comptes nets en diàstole, determinats pel mètode morfològic, pel fons a distància 2 i angle 30° , respecte dels comptes nets en diàstole determinats pels experts.

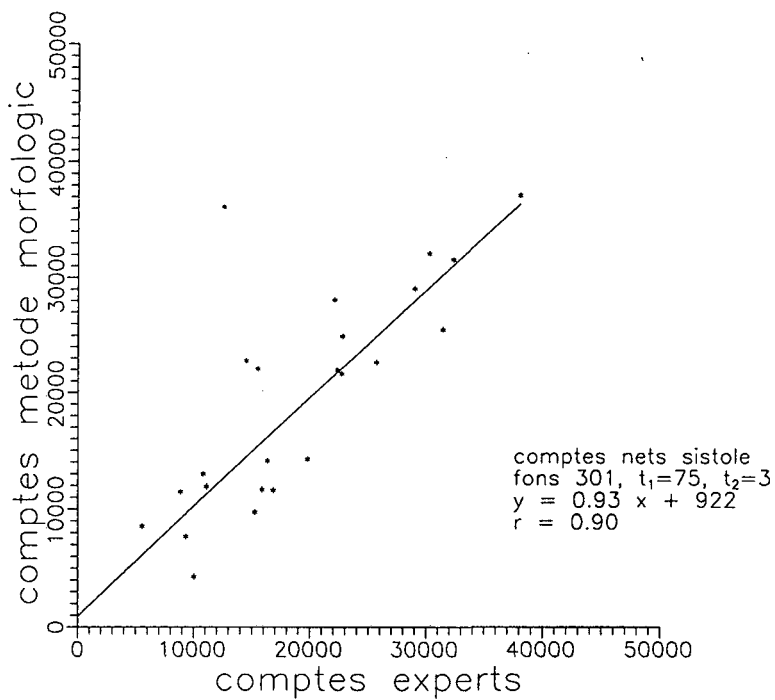


Figura 116 Comptes nets en sístole, determinats pel mètode morfològic, pel fons a distància 1 i angle 30° , respecte dels comptes nets en sístole determinats pels experts.

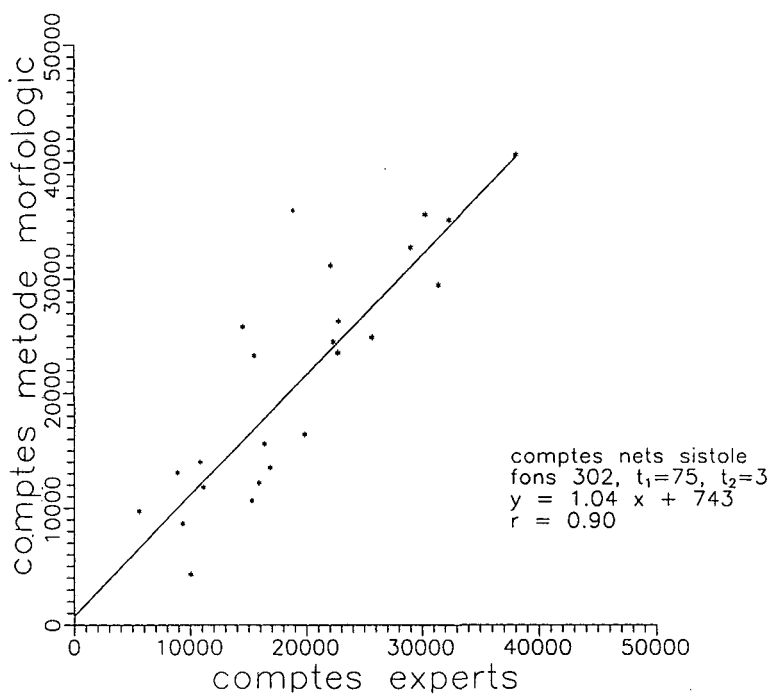


Figura 117 Comptes nets en sístole, determinats pel mètode morfològic, pel fons a distància 2 i angle 30° , respecte dels comptes nets en sístole determinats pels experts.

6.4.2.8. Anàlisi dels resultats.

De l'anàlisi de les figures 1 a 4 es dedueix que pel valor $t_1 = 75$, el valor $t_2 = 3$ és el que dóna una recta de regressió més semblant a $y=x$, ja que per diàstole el valor $t_2 = 2$, dóna en conjunt valors massa alts respecte als comptes determinats pels experts i a més el coeficient de correlació ($r = 0.88$) és inferior al que obtenim per $t_2 = 3$ o $t_2 = 4$. Per $t_2 = 4$, el coeficient de correlació ($r = 0.91$) és igual al obtingut per $t_2 = 3$, però en conjunt els valors determinats pels experts són superiors als determinats pel mètode. En sístole, és més evident la millor aproximació de $t_2 = 3$ respecte de les opcions $t_2 = 4$ o $t_2 = 2$, ja que els coeficients de correlació d'aquestes dues últimes opcions ($r = 0.86$ i $r = 0.82$), són notablement inferiors al coeficient de correlació per $t_2 = 3$.

L'elecció de la parella $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$, és bona ja que és el millor valor en diàstole, superior al valor en diàstole per $t_2 = 4$, (encara que per poc). De les moltes seleccions de fons realitzades, les indicades a les figures 111, 112 i 113, demostren que és millor no considerar zones de fons massa altes, es a dir massa properes a la línia divisòria entre els quadrants inferior i superior drets. El fons de la figura 111 té un baix coeficient de correlació a part de ser en conjunt massa alt respecte als valors determinats pels experts. El fons de la figura 112, corresponent a la distància 1 ($r = 0.81$), és massa elevat respecte als fons considerats pels experts, en canvi el fons de la figura 113, corresponent a la distància 2 i angle 30° , té un coeficient de correlació inferior ($r = 0.76$). Però

quan comparem els comptes nets tant en diàstole com en sístole, veiem que les millors rectes de regressió s'obtenen quan utilitzem el fons a distància 2, encara que els coeficients de correlació són lleugerament inferiors tant en diàstole com en sístole, ($r = 0.90$ respecte a $r = 0.91$). Els mateixos valors $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$, que van be pel càlcul del volum en el cas dels el·lipsoïdes funcionen be pels casos reals quan comparem amb els resultats obtinguts pels experts.

6.4.2.9. Comparació del mètode morfològic amb el mètode de Hawman.

El mètode morfològic permet una més gran flexibilitat que el mètode de Hawman. Mentre el mètode de Hawman inclús per $\alpha = 0$ obté uns contorns inferiors als obtinguts pels experts, el mètode morfològic permet variar els paràmetres t_1 i t_2 fins incloure dins el contorn obtingut el determinat pels experts. El fet que el mètode morfològic sigui totalment automàtic és també una avantatge sobre el mètode de Hawman. En conclusió podem dir que el mètode morfològic és superior al mètode de Hawman en molts aspectes.

7. CONCLUSIONS

1. S'han estudiat imatges procedents de 23 estudis de ventriculografia gammagràfica en equilibri.
2. A través de la detecció de contorns del ventricle esquerre, hem determinat el número de comptes totals al interior del ventricle. Per determinar el número de comptes propis del ventricle esquerre hem restat del número total de comptes els comptes provinents del fons. Per convertir els comptes propis del ventricle a volum hem utilitzat el mètode de Links.
3. Un grup d'experts han delimitat el contorn del ventricle esquerre en diàstole i sístole i també han delimitat una zona de fons. Els resultats obtinguts pels experts tenen una bona correlació entre ells permetent per tant utilitzar els valors migs per ser comparats amb els resultats obtinguts utilitzant els mètodes de detecció de contorns. La comparació dels resultats dels experts es porta a terme ajustant una recta de regressió i els paràmetres de la recta i el coeficient de correlació (r) permeten jutjar la qualitat de la correlació dels resultats.
4. Donat que els resultats obtinguts pels experts no correlacionen perfectament amb els obtinguts mitjançant la ventriculografia de contrast, hem pres com a referència els resultats obtinguts pels

experts.

5. S'ha construït un model que simula el ventricle esquerre dins la caixa toràcica amb valors similars del coeficient d'atenuació respecte a la radiació gamma que els del cos humà, i s'han obtingut imatges.

6. S'han estudiat mètodes de detecció del contorn del ventricle esquerre, en particular el mètode de Hawman. Aquest mètode s'ha aplicat a imatges del model. Calculant el volum i prenent el coeficient d'atenuació $\mu = 0.138$, obtenim valors molt similars als reals per tots els volums per $\alpha = 0$, que correspon a considerar la segona diferència. A mesura que els valors de α augmenten els valors dels volums són cada vegada més petits que els reals.

7. El mètode de Hawman, aplicat a imatges de malalts per $\alpha = 0$, dóna bons resultats en la comparació amb els contorns delimitats per experts, sobre tot en sístole. En diàstole els contorns delimitats pels experts són més amplis que els determinats per $\alpha = 0$.

8. S'ha estudiat la restauració de les imatges gammagràfiques, en vista a l'aplicació de la morfologia matemàtica a aquestes

Conclusions

imatges. El filtre de Wiener aplicat a imatges gammagràfiques augmenta la qualitat de les imatges i és superior al filtre de mitjana. El filtre de Wiener dóna una millora considerable de les imatges gràcies a l'eliminació del soroll.

9. S'ha aplicat la morfologia matemàtica a les imatges restaurades pel filtre de Wiener, establint un mètode automàtic que determina la zona on es troba el ventricle esquerre, marca el contorn del ventricle i troba un fons adequat.

10. Aquest mètode aplicat a imatges del model prenent $\mu = 0.138$, dóna volums semblants als reals si considerem $t_1 = 75$, i $t_2 = 3$, on t_1 i t_2 són els paràmetres que controlen el nivell de gris i el gradient en la zona del ventricle esquerre, respectivament.

11. Al aplicar el mètode morfològic a imatges reals aquest mètode permet identificar la zona corresponent al ventricle esquerre en tots els casos estudiats, inclús quan hi ha zones d'alta activitat externes a l'estructura cardíaca.

12. Per imatges de malalts el mètode morfològic dóna la diferència mínima dels comptes totals respecte als resultats

Conclusions

determinats pels experts per $t_1 = 75$ i $t_2 = 3$. Aquesta diferència ha estat calculada prenent l'arrel quadrada de la suma dels quadrats de les diferències entre els comptes totals obtinguts pel mètode morfològic i el promig dels comptes obtinguts pels experts. Els mateixos valors de t_1 i t_2 són els que donen els millors resultats quan els apliquem a les imatges del model.

13. El mètode morfològic permet determinar una zona de fons, en forma d'arc situada abaix i a la dreta del ventricle esquerre. Aquesta zona està separada una distància determinada del contorn trobat del ventricle. Aquesta forma de determinar el fons és similar a com ho fan els experts.

14. Amb els valors $t_1 = 75$, $t_2 = 3$, fons a distància 2 i angle 30° , s'obtenen les millors correlacions quan comparem els comptes nets obtinguts aplicant el mètode morfològic amb els comptes nets promig dels obtinguts pels experts. Per tant amb aquest valors de t_1 i t_2 , de la distància i de l'angle s'obtindran les millors correlacions entre els volums determinats pel mètode morfològic i els volums promig determinats pels experts.

8. BIBLIOGRAFIA

Alderson PO, Bernier DR, Ludbrook PA, et al: Serial radionuclide determinations of the ejection fraction with ^{99m}Tc -labeled red blood cells. *Radiology* 119:729-730, Jun 1976.

Andrews HC, Hunt BR. *Digital image restoration*. Prentice Hall, Inc. 1977.

Anger HO. Scintillation camera. *Rev.Sci.Instru.* 29:27-33, 1958.

Baranek I, Moore R, Kim S, Formanek A, Amplatz K: Comparison of ejection fraction calculated by nine different volume calculation methods. *Diab. Radiol.* 120, 553-563, 1976.

Bartoo GT, Kim Y, Haralick RM, Nochlin D, Sumi SM. Mathematical morphology techniques for image processing application in biomedical imaging. *Proc. SPIE*, 914, 466-475. 1988.

Bodenheimer MM, Banka LS, Helfant RH. *Nuclear cardiology. Radionuclide angiographic assesment of left ventricular contraction: uses, limitations and future directions.* *Am J Cardiology*; 45: 661-673, 1980.

Bunke. Smoothing threshold and contour extraction in images from gated blood pool studies. *IEEE*, vol. 82, 1804, 146-151. 1982.

Bunke. Artificial intelligence and image understanding methods in a system for the automatic diagnostic evaluation of technetium-99 gated blood pool studies. *IEEE*, 2407, 417-423, 1984.

Candell Riera J., Ortega Alcalde D. i Castell Conesa J., Med Clin(Barc) ;85: 154-160, 1985.

Chang Wei, Henkin Robert E., Hale David J. and Hall David; Methods for detection of left ventricular edges, Seminars in Nuclear Medicine Vol X No 1 1980.

Duncan J. Knowledge direct left ventricular boundary detection in equilibrium radionuclide angiocardiology. IEEE. Transactions on medical imaging 4, 325-336. 1987.

Grochulski W., Mitraszewski P., Penczek P. Application of combined median averaging filters to scintigraphic image processing. Nucl. Med. 24, 164-168, 1985.

Goodman JV and Belsher JL. Fundamental limitations in linear invariant restoration of atmospherically degraded images. Proceedings SPIE vol. 75, 141-154. 1976

Hamilton RG. Alderson PO. A comparative evaluation of techniques for rapid and efficient in vivo labeling of red cells with Tc-99m pertechnetate. J. Nucl. Med. 18:1010, 1977.

Harpen MD, Dubuisson RL, Head Gb III, et al. Determination of left-ventricular volume from first-pass kinetics of labeled red cells. J. Nucl. Med. 24, 98-102, 1983.

Hawman E. Digital boundary detection techniques for the analysis of gated cardiac scintigrams. *Optical Engineering*. vol. 20, 5, 719-725. 1981.

Hon TC, Rangayyan RM, Hahn LJ and Kloiber R Restoration of gamma camera-based nuclear medicine images: *IEEE Transactions on medical imaging*, Vol.8, no 4, 354-363. 1989.

J.P. Jones, R.R. Price, M.L. Born i F.D. Rollo de la Vanderbilt University Medical Center, Nashville (Tennessee).

King M A, Doherty P W, Schwinger R B, and Penney B .A Wiener filter for nuclear medicine images. *Med. Phys.* 10(6), 876-880, 1983.

Links JM, Becker LC, Shindelecker JG. Measurement of absolute ventricular volume from gated pool studies. *Circulation*. 65, 82-91, 1982.

Massie BM, Kramer BL, Gertz EW et al: Radionuclide measurement of left ventricular volume: Comparison of geometric and count based methods. *Circulation*, 65, 725-732, 1982.

Maurer AH, Siegel JA, Denenberg BS, et al. Absolute left ventricular volume from gated blood pool imaging with use of esophageal transmission measurement. *Am J. Cardiol* 51,853-860. 1983.

Millán S. Estudio de la respuesta de una gammacámara .Influencia del colimador.Tesis doctoral. Universidad de Zaragoza. 1976.

Miller TR, Goldman K, Epstein D, Biello D, Sampathkumaran KS, Kumar B,

Siegel B. Improved interpretation of gated cardiac images by use of digital filters, *Radiology*; 152: 795-800, 1984.

Miracle S, Yzuel MJ, Millán S. A study of the point spread function in scintillation camera collimators based on Fourier analysis. *Phys. Med. and Biology* 24, 372-384. 1979.

Pratt WK. *Digital image processing*. New York, Wiley, 381-383. 1978

Puchal. Restauración variante de imágenes en Medicina Nuclear. Tesis doctoral. Universitat de Barcelona. 1988

Reiber Johan; Quantitative analysis of left ventricular function from equilibrium gated blood pool scintigrams: an overview of computer methods, *Eur. J Nucl. Med.* 19;97-110, 1985.

Sagerer G., Automatic interpretation of medical image sequence; *Pattern recognition letters* 8, 87-99, 1988.

Sandler H, Dodge HT. The use of single plane angiocardiology for calculation of left ventricular volume in man. *Am. Heart J.* 75, 325-334. 1968.

Schmitt M, Preteux F. A new mathematical morphology algorithm : r-h maxima and r-h minima applications to X-ray tomographs, NMR, angiography. *Proceedings of the international electronic image week. Nice (France)*, 470-475. 1980.

Serra J. *Image analysis and mathematical morphology*. Academic. London. 1982.

- Serra J. Introduction to mathematical morphology. Computer vision, graphics and image processing. 35, 283-305. 1986.
- Slutsky R, Karlner J, Battler A, et al: Reproducibility of ejection fraction and ventricular volume by gated radionuclide angiography after myocardial infarction. Radiology 132: 155-159, 1979.
- Stenberg SR. Grayscale morphology. Computer vision, graphics and image processing. 35, 333-355. 1986.
- Taure M. Anatomía Humana. Barcelona, Ed. Augusta, 1966; 756-770.
- Weyman AE, Doty WD. Left ventricle. A: Weyman AE, ed. Cross-sectional echocardiography. Filadelfia, Lea and Febiger, 1982; 267-337.
- Wynne J, Green Lh, Mann T, Levin D, Grossman W. Estimation of left ventricular volumes in man from biplane cineangiograms filmed in oblique projections. Am J. Cardiol. 41, 726-730, 1978.
- Yzuel M. J., Millán S. , Miracle S. Evaluation and comparison between the collimator and the detector responses in a scintillation camera. Optica Acta, 29, 197-208, 1982.



0

UAB T-UAB
1754
Universitat Autònoma de Barcelona

Servei de Biblioteques

Reg. 222442

Sig. _____ Ref. 12500