

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'enseignement Supérieure et de Recherche Scientifique
Université Abderrahmane Mira Béjaïa
Faculté des Sciences Exactes
Département Informatique



Mémoire de fin de cycle
En vue d'obtenir le diplôme de Master Professionnel en
Administration et Sécurité des réseaux

Thème

Segmentation d'images mammographies

Réalisé par :

- CHABANE Siham
- HADDACHE Narimane

Devant le jury composé de :

Présidente: M^{me}. ALLOUIS

Examinatrice: M^{me}. HOUHA.A

Examinatrice: M^{me}. BATTAT.N

Encadreur: M^{me}. AIT KACI AZZOU.S

Promotion: 2016/ 2017.

TABLE DES MATIÈRES

Table des figures	V
Liste des tableaux	VI
Liste des acronymes	VII
Introduction Générale	1
1 Généralités sur le cancer de sein	2
1.1 Introduction	2
1.2 Anatomie du sein	2
1.3 Cancer de sein	3
1.4 Les types d'anomalies dans le sein	5
1.4.1 Macro-calcification	5
1.4.2 Micro-calcification	5
1.4.2.1 La morphologie des micro-calcifications	6
1.4.3 Les masses	9
1.4.3.1 La forme	9
1.4.3.2 Le contour	10
1.4.3.3 Densité mammaire	11
1.5 Conclusion	12

2	Traitement d’image médicales	13
2.1	Introduction	13
2.2	Définition de l’image médicale	15
2.3	Modalités d’acquisition d’imagerie médicales	15
2.3.1	Rayon X :	16
2.3.1.1	La radiographie	16
2.3.1.2	Le scanner	17
2.3.1.3	La mammographie	18
2.3.2	Les Images Ultra-sonores :L’échographie	21
2.3.3	Les Images Par Résonance Magnétique	23
2.3.4	Les rayons gamma : La scintigraphie	24
2.4	Pré-traitement	24
2.4.1	Le bruit	25
2.4.2	Élimination de bruit	25
2.4.2.1	Le filtre médian	26
2.4.2.2	Le filtre de Nagao	27
2.5	Segmentation	28
2.5.1	Les différentes méthodes de la segmentation	29
2.5.1.1	Approche contour	29
2.5.1.2	Approche région	34
2.5.1.3	Classification	42
2.6	Conclusion	46
3	Partie pratique	47
3.1	Introduction	47
3.2	Conception	48
3.2.1	Pré-traitement	48
3.2.2	Segmentation	48
3.2.2.1	LPE	49
3.2.2.2	Contour Actif (Snakes)	51
3.2.3	Classification	52
3.2.3.1	Reconnaissance de la forme	52
3.2.3.2	Calcul de la surface	53

3.3	Réalisation	53
3.3.1	Résultats d'expérimentations	54
3.3.2	Environnement matériel et logiciel de programmation .	59
3.3.3	Présentation de quelques vues	59
3.4	Conclusion	64
	Conclusion Générale	65
	Bibliographie	67
	Résumé	69

TABLE DES FIGURES

1.1	La structure de sein[13].	3
1.2	a) Cancer de sein. b) Types de cancer de sein[29].	4
1.3	Les différents types de microcalcifications.	7
1.4	Les différentes formes possibles d'une masse.	9
1.5	Les différents contours possibles d'une masse.	10
1.6	Différents types de densité mammaire.[3]	11
2.1	Traitement d'image.	14
2.2	Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen.	16
2.3	Radiographie montrant une fracture distale de l'avant-bras.	17
2.4	scanner.	18
2.5	Mammographie numérique.	20
2.6	Résultat d'une mammographie.	21
2.7	Image d'une échographie obstétricale.	22
2.8	Exemple d'application de la Scintigraphie.	24
2.9	image mammographique bruitée.[30]	25
2.10	un produit de convolution sur le pixel central.	25
2.11	Élimination de bruit poivre et sel avec le filtre médian.	27
2.12	Détection de contour par le filtre Sobel.	30
2.13	Détection de contour par Canny-Dérivée.	32
2.14	Principe des contours actifs	34

2.15	Processus de division de l'image I utilisant le téra-arbre.	35
2.16	Exemple de diagramme de Voronoï.	36
2.17	(a) image d'étiquettes et (b) graphe d'adjacence de régions.	36
2.18	Graphe d'adjacence de régions.	38
2.19	Elément de relief.	41
2.20	Principe de la procédure d'immersion.	41
2.21	L'histogramme d'une image mammographie.	43
2.22	Le seuillage global.	43
2.23	Le seuillage local.	43
2.24	Le seuillage adaptatif.	44
2.25	Exemple de k-means.	46
3.1	les étapes du processus de traitement d'images suivie.	47
3.2	Image original.	49
3.3	Résultat de l'étape une.	50
3.4	Résultat de l'étape deux.	50
3.5	résultat de l'étape trois.	51
3.6	Résultat de contour actif.	52
3.7	Calcul de la mesure de circularité.	53
3.8	Fenêtre principal de l'application	59
3.9	Information sur l'application	60
3.10	fenêtre de traitement	61
3.11	résultat d'élimination de bruit.	62
3.12	résultat de LPE.	63
3.13	résultat de contour actif.	63
3.14	Remerciement.	64

LISTE DES TABLEAUX

1.1	La classification BI-RADS de la densité mammaire.[3]	12
2.1	Les avantages et les inconvénients de contour actif.	33
2.2	Les avantages et les inconvénients de la LPE.[14]	42
3.1	Résultat de LPE sur différentes forme de masses.	55
3.2	Résultat de contour actif sur différentes forme de masses.	56
3.3	Résultat de combinaison des deux méthodes LPE et contour actif.	58

LISTE DES ACRONYMES

(CA) Contour Actif.

(IRM) Imagerie par Résonance Magnétique.

(TEP) Tomographique par Émission de Positions.

(CT) Computed Tomodensitometry.

(3D) Trois Dimensionnelle.

(NL) Non Linéaire.

(RAG) Région Adjacency Graph.

(LPE) Ligne de Partage des eaux.

(BI-RADS) Breast Imaging Reporting and Data System.

(SPECT) Single Photon Emission Computed Tomography.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le développement rapide des technologies d'imagerie médicale est entrain de révolutionner la médecine. L'imagerie médicale permet aux scientifiques et aux médecins d'avoir des informations vitales en examinant le corps humain. L'imagerie médicale joue un rôle de plus en plus important dans le diagnostic et le traitement de la maladie. Le traitement d'images médicales doit être rapide et il doit aussi déceler le plus tôt possible une anomalie surtout dans le cas des cancers. C'est pourquoi notre intérêt s'est porté sur le traitement d'images mammographies, chez la femme.

L'objectif de notre travail est de détecter automatiquement une masse à partir d'une image mammographie et de l'isoler, afin de calculer sa surface et de reconnaître la forme de son contour pour pouvoir la classer soit dans la catégorie maligne ou bénigne afin que la patiente soit prise en charge le plus rapidement possible.

Ce mémoire s'articule autour de trois chapitres qui présentent les différents aspects de ce travail. Le premier présente des généralités sur le cancer de sein. Nous abordons ensuite dans le chapitre deux, les méthodes de traitement d'images, plus particulièrement la segmentation d'images mammographies. Le troisième chapitre présente notre conception et les résultats d'expérimentations obtenus.

Nous terminons ce mémoire par une conclusion générale et des perspectives futures.

CHAPITRE 1

GÉNÉRALITÉS SUR LE CANCER DE SEIN

1.1 Introduction

Le cancer de sein est la maladie la plus courante chez la femme dans le monde. Il est l'une des principales causes de mortalité féminine.

Dans ce chapitre nous allons présenter les principaux éléments anatomiques du sein. Nous décrivons ensuite le cancer ainsi que les types d'anomalies dans le sein.

1.2 Anatomie du sein

Le sein est un organe pair et globuleux situé en avant et en haut du thorax. Il est composé d'un tissu adipeux plus ou moins important et d'une glande mammaire constituée d'une vingtaine de lobulés qui assurent la sécrétion du lait en période d'allaitement. A l'extrémité du sein, on trouve l'aréole qui est une surface pigmentée contenant des petits grains disséminés, centrée par le mamelon qui est une saillie dans laquelle s'ouvrent les canaux lactifères. Ces derniers acheminent le lait sécrété par les lobulés galactophores [16].

Le sein est soutenu par la peau et par un ligament suspenseur. A sa partie in-

férieure on trouve le sillon sous-mammaire qui est formé d'un épaissement des travées du ligament suspenseur. La glande mammaire glisse en profondeur sur le muscle grand pectoral qui recouvre le thorax. Il est parcouru par une multitude de vaisseaux sanguins.

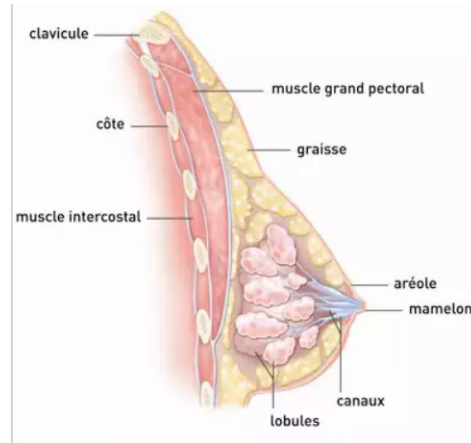


FIGURE 1.1 – La structure de sein[13].

1.3 Cancer de sein

Le cancer du sein est le cancer dont le diagnostic est le plus fréquent chez les femmes dans le monde. Sa présence augmente avec l'âge, mais il peut aussi toucher des femmes jeunes puisqu'un quart des cas sont diagnostiqués avant l'âge de 50 ans.

Le cancer du sein prend naissance dans les cellules du sein. La tumeur cancéreuse (maligne) est un groupe de cellules cancéreuses qui peuvent envahir et détruire le tissu voisin. Elle peut aussi se propager (métastases) à d'autres parties du corps.

Le premier symptôme du cancer du sein est la présence d'une boule au niveau du sein, correspondant à la tumeur. Elle peut également s'accompagner de ganglions durs au niveau de l'aisselle (ganglions axillaires) correspondant à une propagation du cancer, ainsi qu'à des modifications cutanées au niveau

du sein et du mamelon (peau d'aspect capitonné et un mamelon qui entre au lieu de sortir). Le sein peut progressivement se déformer et s'ulcérer, ce qui se traduit parfois par un écoulement du mamelon, d'un seul côté. Si le cancer est diagnostiqué tardivement, la tumeur peut se propager et déclencher d'autres symptômes tels que des nausées, des vomissements, une perte de poids, une jaunisse, des douleurs osseuses ou encore des céphalées, un essoufflement ou une toux [17].

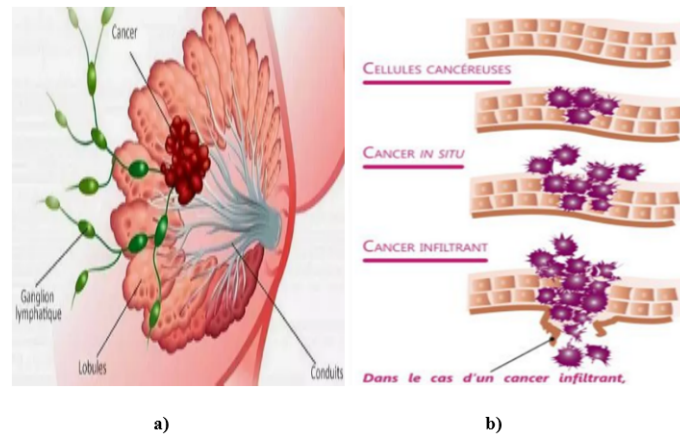


FIGURE 1.2 – a) Cancer de sein. b) Types de cancer de sein[29].

En bref, le cancer du sein est une tumeur maligne se développant à partir des cellules constituant la glande mammaire. Les cellules malignes se multiplient de manière anarchique et forment la tumeur. Lorsqu'un cancer du sein n'est pas traité, les cellules tumorales se propagent localement et envahissent les organes de voisinage. Elles peuvent également se propager par voie sanguine ou lymphatique pour atteindre les organes situés à distance (métastases).

Les organes les plus fréquemment atteints par les métastases sont les os, les poumons, le foie et le cerveau.

1.4 Les types d'anomalies dans le sein

À la mammographie, on note trois signes nettement évocateurs d'un cancer :

- Une opacité irrégulière (blanche sur la radiographie).
- La présence des micro-calcifications.
- Une modification de l'architecture normale de la glande mammaire.

L'échographie, quant à elle, permet de détecter un cancer qui apparaît comme une masse noire/grise irrégulière déjà détectable dès 3-4 mm.

Elle permet parfois de détecter les micro-calcifications (lorsqu'elles sont abondantes) avec des appareils performants de dernière génération[18].

La généralisation du dépistage du cancer du sein, qu'il soit du dépistage individuel ou du dépistage de masse organisé, amène à découvrir beaucoup d'anomalies purement radiologiques. Parmi ces anomalies, on trouve :

- Macro-calcification.
- Micro-calcification.
- Masse.

1.4.1 Macro-calcification

Ce sont des gros dépôts calcaires dans le sein qui sont associés à des affections bénignes comme par exemple une ancienne plaie, infection ou un kyste calcifié.[1]

1.4.2 Micro-calcification

Ce sont des dépôts calcaires minuscules ($< 0,5$ mm) qui ressemblent à des grains de sable dans le sein. Ce sont des anomalies fréquentes et souvent tout à fait anodines. Elles sont facilement vues en mammographie du fait de leur forte densité : elles apparaissent comme des ponctuations blanches sur le gris des tissus. Elles représentent la majorité des problèmes rencontrés

sur les mammographies de dépistage. Quand elles sont nombreuses, de forme irrégulière et groupées, cela peut être un signe de cancer du sein. Dans ce cas une biopsie est indiquée. Cependant la majorité des micro-calcifications sont bénignes.

Le seul signe précoce de cancer que l'on peut observer sur une mammographie est la présence de micro-calcifications. Dans 40% à 70% des cas, selon les études, ces microcalcifications sont associées à un processus malin[1].

1.4.2.1 La morphologie des micro-calcifications

L'analyse de la morphologie est très importante. Elle permet le plus souvent de séparer les micro-calcifications bénignes et malignes. Les micro-calcifications arrondies ou ovales, uniformes dans leur taille et leur forme, sont souvent bénignes. A l'inverse, celles qui sont irrégulières et hétérogènes sont souvent malignes. On détaille dans ce qui suit les différents types de micro-calcifications et on donne des exemples explicatifs de chaque cas [2] dans la figure suivante :

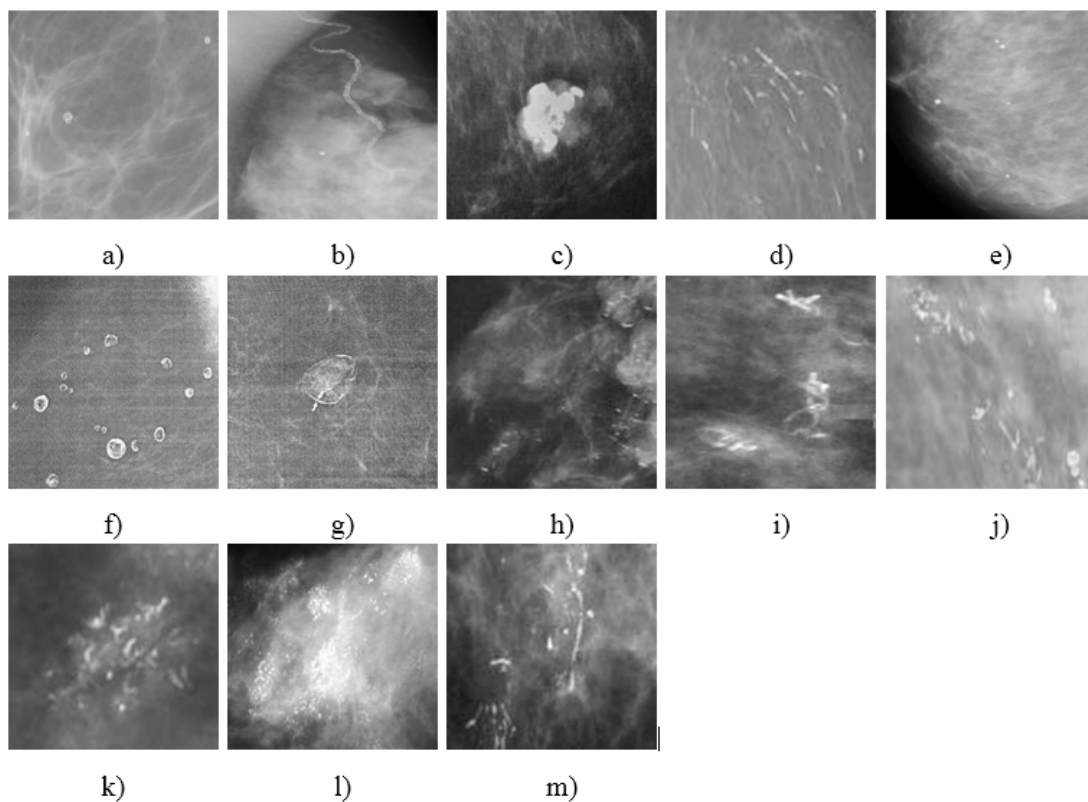


FIGURE 1.3 – Les différents types de microcalcifications.

- a) **Micro-calcifications cutanées ou dermiques** : elles présentent typiquement un centre clair. Des clichés en incidence tangentielle sont souvent utilisés pour confirmer la localisation cutanée de ces micro-calcifications.
- b) **Micro-calcifications vasculaires** : ces micro-calcifications en rails ou linéaires sont associées à des structures tubulaires.
- c) **Micro-calcifications grossières ou coralliformes** : elles sont de grande taille (supérieures 2-3 mm de diamètre).
- d) **Micro-calcifications en bâtonnets** : elles sont généralement associées à une ectasie canalaire (dilatation du canal galactophore) et sont alors dirigées vers le mamelon. Elles mesurent habituellement plus de 1 mm de large et peuvent présenter un centre clair si le dépôt

calcique se fait dans la paroi du canal.

- e) **Micro-calcifications rondes** : elles ont une forme ronde et peuvent être de tailles variables. Lorsqu'elles mesurent moins de 0.5 mm, elles sont dites punctiformes ou pulvérulentes.
- f) **Micro-calcifications à centres clairs** : leur taille peut s'étendre de 1 mm à plus de 1 cm. Elles sont rondes ou ovales, à surface lisse et à centre clair. La paroi calcifiée qui les entoure est plus épaisse que celle des micro-calcifications en coquille d'œuf.
- g) **Micro-calcifications en coquille d'œuf ou pariétales** : ces micro-calcifications très fines apparaissent comme des dépôts calciques sur la surface d'une sphère. Vu dans l'axe du rayonnement X, ce dépôt mesure généralement moins de 1 mm.
- h) **Micro-calcifications à type de lait calcique** : elles sont sédimentées dans le fond de kystes. En utilisant l'incidence cranio-caudale, elles sont souvent difficiles à discerner. Par contre, l'incidence de profil permet de démontrer leurs formes caractéristiques : semi-lunaires, en croissants, curvilignes ou linéaires.
- i) **Micro-calcifications de suture** : elles correspondent à des dépôts calciques sur du matériel de suture. Ces micro-calcifications sont typiquement linéaires ou tubulaires et présentent fréquemment des nœuds.
- j) **Micro-calcifications dystrophiques** : elles mesurent habituellement plus de 0.5 mm de diamètre et sont de formes irrégulières. Elles présentent parfois un centre clair. Ces micro-calcifications sont souvent rencontrées dans un sein irradié ou après un traumatisme mammaire. Elles représentent la majorité des cas retrouvés en pathologie mammaire.
- k) **Micro-calcifications amorphes ou indistinctes** : elles sont souvent plus ou moins rondes ou en forme de flocons. Elles sont de petites tailles et généralement à contours vagues sans forme spécifique.
- l) **Micro-calcifications fines et polymorphes** : elles sont habituellement mieux visibles que les micro-calcifications amorphes. Elles sont

irrégulières de taille et de forme variables mesurant généralement moins de 0.5 mm de diamètre.

m) Micro-calcifications linéaires et ramifiées : elles mesurent moins de 0.5 mm d'épaisseur. Elles sont irrégulières et de formes parfois linéaires ou curvilignes généralement discontinues, coudées ou branchées.

1.4.3 Les masses

Une masse est une opacité importante occupant un espace dans le sein et vue comme une tâche blanche sur l'image mammographique. Il peut s'agir d'un kyste (collection liquidienne non cancéreuse) ou d'une lésion solide, qui peut correspondre à un cancer de sein.

Différents attributs permettent aux médecins de la décrire en vue de déterminer leur nature : sa forme, son contour et sa densité.

1.4.3.1 La forme

Selon la description du BIRADS (D'Orsi et al. 2003), les masses mammaires peuvent avoir la forme ronde, ovale, lobulée ou irrégulière[2].

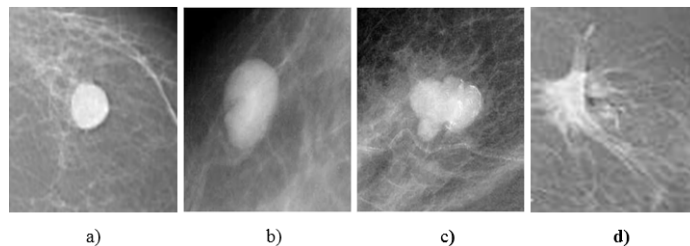


FIGURE 1.4 – Les différentes formes possibles d'une masse.

- a) **Ronde** : Il s'agit de masse sphérique, circulaire ou globuleuse.
- b) **Ovale** : Elle présente une forme elliptique (ou en forme d'œuf).
- c) **Lobulée** : La forme de la masse présente une légère ondulation.
- d) **Irrégulière** : Cette appellation est réservée aux masses dont la forme est

aléatoire et ne peut être caractérisée par les termes cités ci-dessus.

1.4.3.2 Le contour

Le contour des masses mammaires est soit : circonscrit, micro lobulé, masqué, indistinct ou spéculé [2]. On détaille dans ce qui suit ces différentes notions :

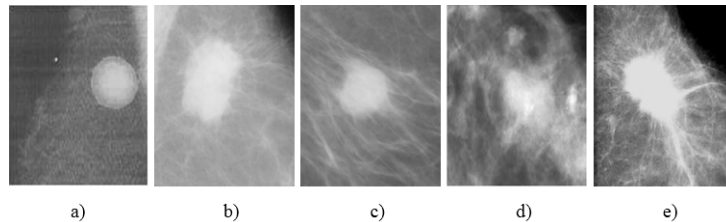


FIGURE 1.5 – Les différents contours possibles d’une masse.

- a) Circonscrit :** Il s’agit d’une transition brusque entre la lésion et le tissu environnant. Le contour est alors net et bien défini. Pour qu’une masse soit qualifiée de circonscrite, il faut qu’au moins 75% de son contour soit nettement délimité.
- b) Micro-lobulé :** Dans ce cas, de courtes dentelures du contour créent de petites ondulations.
- c) Masqué :** Un contour masqué est un contour qui est caché par le tissu normal adjacent. Ce terme est employé pour caractériser une masse circonscrite dont une partie du contour est cachée.
- d) Indistinct :** Dans ce cas, le contour est mal défini. Ce caractère indistinct (le contraire de circonscrit) peut correspondre à une infiltration.
- e) Spéculé :** La masse est caractérisée par des lignes radiaires prenant naissance sur le contour de la masse. Ces lignes radiaires sont appelées les spécules.

1.4.3.3 Densité mammaire

Le sein est constitué de différents types de tissus : le tissu glandulaire et conjonctif et la graisse. La densité des seins décrit la quantité relative des différents tissus dans le sein. Les seins denses présentent moins de tissu graisseux et plus de tissu conjonctif et glandulaire.

La recherche montre que le risque de présenter un cancer du sein est 4 à 6 fois plus élevé chez les femmes qui ont des seins denses que chez celles qui n'ont pas des seins denses.

Le tissu mammaire change au fur et à mesure que nous vieillissons ; il devient généralement moins dense avec l'âge, bien que certaines femmes aient toujours des seins denses sans égard à leur âge[19].

La classification BI-RADS(Breast Imaging Reporting and Data System) de l'American College of Radiology permet de classer les seins en quatre groupes pour lesquelles le risque de rater un cancer en raison du caractère hétérogène du tissu fibro-glandulaire augmente lorsque l'on passe de la catégorie 1 à la catégorie 4 (figure suivante) :

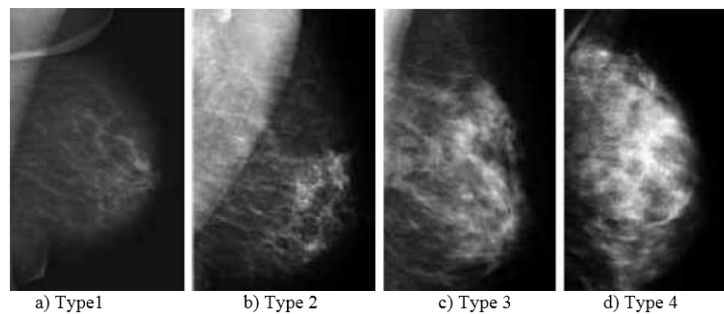


FIGURE 1.6 – Différents types de densité mammaire.[3]

Type de la densité mammaire	Type
Le sein est presque entièrement graisseux :sein clairs	1
il y a des opacités fibroglandulaires	2
Le tissu mammaire est dense et hétérogène	3
Le tissu mammaire est extrêmement dense	4

TABLE 1.1 – La classification BI-RADS de la densité mammaire.[3]

1.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons introduit quelques notions générales concernant l'anatomie et le cancer de sein ainsi que les types d'anomalies dans le sein. Dans notre travail nous allons nous intéressées à la détection des masses mammographies.

CHAPITRE 2

TRAITEMENT D'IMAGE MÉDICALES

2.1 Introduction

L'imagerie médicale est l'un des domaines de la médecine qui a le plus progressé ces vingt dernières années. Elle est le procédé par lequel un médecin peut examiner l'intérieur du corps d'un patient sans l'opérer. Cela, en créant une image visuelle compréhensible d'une information à caractère médical dans le but d'établir un diagnostic et de faire un suivi approprié du traitement.

Le traitement d'image se résume comme suit :

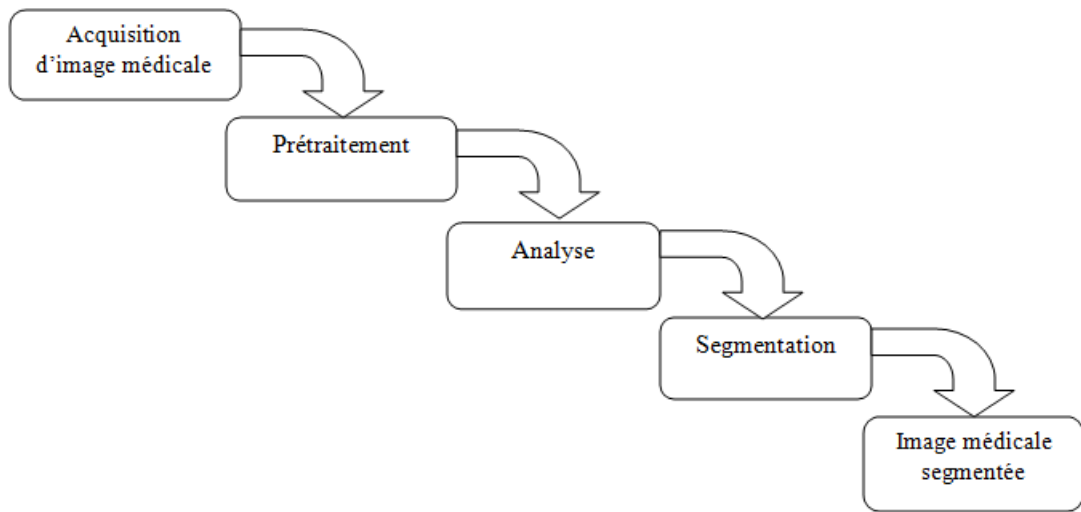


FIGURE 2.1 – Traitement d'image.

- Le pré-traitement consiste en diverses opérations visant à améliorer la qualité de l'image et à faciliter la segmentation. Ces opérations sont principalement le rehaussement du contraste, la modification des histogrammes et la réduction du bruit.
- L'analyse a pour but d'extraire les paramètres caractéristiques permettant de classifier les pixels de l'image.
- La segmentation est un traitement de bas niveau qui consiste à créer une partition de l'image en sous-ensembles appelés régions. La segmentation est alors obtenue par extraction des composantes connexes des pixels appartenant à la même classe. Ainsi une région sera constituée de pixels d'une même classe.

2.2 Définition de l'image médicale

L'imagerie médicale est un ensemble d'images du corps humain obtenues à l'aide de différents phénomènes physiques tels que la résonance magnétique, les ultra-sons, les rayons gamma et plusieurs autres effets employés selon l'objectif. Toutes ces techniques offrent des images tridimensionnelles du corps humain. Les tissus, les organes, leurs mouvements, les cellules et presque toute l'anatomie peuvent être visualisées sur un écran informatique. L'imagerie médicale est un outil de diagnostic très puissant, fréquemment utilisée dans la recherche. Son principal objectif est d'obtenir une image médicale révélant un ensemble d'informations précises sur le fonctionnement d'un organe comme le cœur et ses artères ou tout autre organe nécessitant un diagnostic ou une approche chirurgicale. L'image obtenue d'un organe ou d'un tissu est analysée directement par visionnement sur un écran. Dans d'autres cas, l'imagerie médicale utilise un film montrant les mouvements simultanés d'un organe ou une image en quantité d'où on pourra mesurer certaines valeurs biologiques comme la quantité de sang présent dans un organe malade. L'imagerie médicale compile plusieurs données et informations grâce à ses différentes techniques[20].

L'image médicale est classée en deux grandes catégories selon ses différentes modalités d'acquisition [4] :

A-L'imagerie morphologique : qui a pour but l'étude de l'anatomie. Elle regroupe, la radiologie conventionnelle aux rayons X, l'échographie, le scanner, l'imagerie par résonance magnétique (IRM)...etc.

B-L'imagerie fonctionnelle : qui a pour but l'étude des processus biochimiques et physiologiques d'un organe. Elle regroupe l'imagerie scintigraphie qui utilise soit un gamma caméra conventionnelle, un gamma caméra tomographique SPECT ou tomographique par émission de positons (TEP).

2.3 Modalités d'acquisition d'imagerie médicales

Il existe différents techniques consistant à acquérir une image médicale en fonction des zones à étudier. Dans ce qui suit, nous décrirons les principales

modalités d'acquisition d'images médicales :

2.3.1 Rayon X :

Les rayons X sont massivement utilisés dans le domaine de la médecine, ils permettent de procéder à des coupes sans toucher à leurs structure.

Nous trouvons ces rayons X utilisés dans quelques appareils d'acquisition



FIGURE 2.2 – Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen.

d'images médicales tel que : la radiographie, le scanner et la mammographie ...etc[23].

2.3.1.1 La radiographie

La radiographie est une technique d'imagerie médicale qui utilise le procédé des rayons X. C'est la technique d'imagerie la plus connue et la plus utilisée.

Grâce à elle, on peut détecter des fractures, des fissurations osseuses, des déplacements, mais également vérifier les courbures vertébrales, le nombre de côtes présentes, contrôler la progression d'une arthrose n'importe où sur le squelette ou encore la bonne tenue d'un matériel médical.

La radiologie a pour avantage d'être rapide, simple à utiliser et peu coûteuse.

Il s'agit d'un des moyens les plus utilisés. On peut également prendre des clichés en mouvement.

Cependant, la qualité d'image n'est pas la meilleure. En effet, la radiologie fournit des images des organes dans toute leur épaisseur ce qui ne permet pas de voir toutes les liaisons.

Ses inconvénients sont paradoxalement, qu'elle est trop souvent utilisée, ce qui entraîne un risque d'irradiation à cause des expositions prolongées. De plus, il y a beaucoup de structures que l'on ne peut pas voir, comme les tissus mous (muscles, tendons, ligaments, ...).

La contre-indication principale concerne la femme enceinte par précaution pour le fœtus, afin de ne pas le blesser ou lui causer des dommages permanents[5].



FIGURE 2.3 – Radiographie montrant une fracture distale de l'avant-bras.

2.3.1.2 Le scanner

Le scanner appelé aussi tomодensitométrie dans le langage scientifique repose sur le même principe que la radiologie, c'est-à-dire utilisation d'une source de rayons X. Il permet d'étudier différentes parties du corps humain, comme notamment le cerveau, la cage thoracique, l'abdomen ou bien encore les os, ainsi il permet de rechercher des anomalies qui ne sont pas visibles sur des radiographies.

Son principe consiste à réaliser des images en coupes fines du corps de la personne. A l'inverse d'être fixe, le tube de rayons X va tourner autour de la

personne et grâce à un système informatique puissant ; on obtient par la suite des images. Dans la plupart des cas, afin d'obtenir une meilleure qualité, un produit de contraste à base d'iode est utilisé. Ce produit peut être injecté à la personne qui passe l'examen par voie intraveineuse, ou bien encore par avalement.

Cette technique est 100 fois plus précise que la radiographie et comme le traitement se fait par ordinateur (CT scanner veut dire computed tomodensitometry scanner), on peut revenir sur n'importe quelle image, faire n'importe quelle coupe dans le corps pour observer un organe sous toutes ses coutures et même faire des reconstructions en trois dimensions, bien que l'acquisition se fasse par plan.

L'avantage du scanner est de pouvoir fournir une image en 3D en quelques secondes et de très bonne qualité. L'image est très détaillée et permet d'apprendre beaucoup sur l'anatomie.

Il y a néanmoins trois inconvénients : le premier est le coût de l'examen, qui est élevé à cause du coût de l'appareil. Le deuxième est celui de l'exposition aux rayons X, qui peut se révéler dangereux sur le long terme. Le troisième inconvénient est que l'examen peut se révéler stressant chez certaines personnes ce qui nuit au bon déroulement de l'examen.



FIGURE 2.4 – scanner.

2.3.1.3 La mammographie

C'est un examen radio-graphique qui utilise les rayons X. Son principe consiste à radiographier chaque sein de face et de profil pour visualiser l'intégralité de la glande mammaire.

La mammographie nécessite une compression des seins afin de réduire leur volume et avoir une bonne qualité image[5].

Il y a 3 types de mammographie, chacun étant réalisé pour des raisons différentes :

a) La mammographie de dépistage : est un test de dépistage auquel on a recours pour les femmes qui ne présentent aucun symptôme du cancer du sein ou de troubles du sein. Lors de cette mammographie, on examine les deux seins. Ce test peut aider à déceler des bosses (masses) ou des régions de tissu mammaire anormales qui pourraient être trop petites pour être détectées par palpation. La mammographie de dépistage permet de surveiller les changements qui surviennent dans le sein au fil du temps et facilite la détection d'un cancer du sein à un stade précoce[22].

b) La mammographie diagnostique : vise à diagnostiquer un trouble du sein, comme une masse ou une région suspecte. Il est possible que vous observiez ce problème par vous-même et que vous le mentionniez à votre médecin, ou qu'on détecte le trouble du sein lors d'un examen clinique des seins ou d'une mammographie de dépistage. La mammographie diagnostique dure un peu plus longtemps que la mammographie de dépistage. Elle permet d'obtenir des images plus détaillées et des clichés du sein qui sont pris sous différents angles, pour qu'on puisse examiner plus précisément une région du sein. On fait habituellement une mammographie diagnostique des deux seins afin que le médecin puisse comparer le tissu de chacun d'eux[22].

c) Mammographie numérique : La mammographie numérique permet d'obtenir une image électronique du sein plutôt qu'un film radio-graphique. On l'appelle parfois mammographie numérique plein champ. La mammographie numérique se déroule de la même façon qu'une mammographie standard sur film radio-graphique, mais les images sont stockées dans un ordinateur. La mammographie numérique présente comme avantage qu'on peut agran-

dir les images ou les modifier pour les examiner plus en détail et obtenir une meilleure vue des régions suspectes ou anormales. Les images prises lors d'une mammographie numérique peuvent être transmises par voie électronique d'un emplacement à un autre, et elles sont faciles à stocker à des fins d'utilisation ou de comparaison future.

On peut avoir recours à la mammographie numérique pour examiner plus en profondeur les anomalies détectées lors d'une mammographie de dépistage ou pour diagnostiquer un cancer du sein dans les centres qui possèdent cet appareil.

Parmi les avantages de la mammographie numérique, on trouve :

- L'amélioration de la latitude d'exposition et du contraste.
- La possibilité d'effectuer un post traitement de l'image.
- La dissociation des fonctions de lecture, de stockage et de transfert.
- La possibilité de télé radiologie.
- La tomo-synthèse et autres technologies de visualisation 3D.
- La réduction de la compression du sein.
- L'amélioration de la qualité de l'image.



FIGURE 2.5 – Mammographie numérique.

Par conséquent, Le dépistage par mammographie ne permet pas de détecter tous les cancers du sein. La quantité de rayonnement (rayon X) recevez pendant une mammographie de dépistage correspond à environ trois mois de rayonnement provenant de votre environnement habituel (par exemple : soleil, roches, sol, immeubles, air et aliments). Des études montrent que le risque qu'un nouveau cancer se manifeste dû au rayonnement auquel le sein est exposé pendant la mammographie de dépistage est extrêmement faible. Les avantages d'un diagnostic et d'un traitement précoces du cancer du sein surpassent grandement le risque d'exposition au rayonnement pendant une mammographie de dépistage[6].

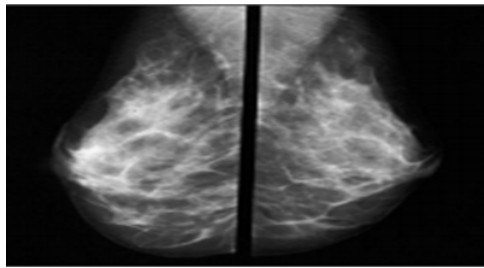


FIGURE 2.6 – Résultat d'une mammographie.

2.3.2 Les Images Ultra-sonores :L'échographie

L'échographie permet l'étude de multiples organes de l'abdomen, du petit bassin du cou (thyroïde, ganglions, foie, rate, pancréas...) mais aussi des vaisseaux (artères et veines) des ligaments et du cœur. Elle recherche des anomalies qui pourraient atteindre ces organes (tumeurs, infections, malformations) et peut parfois guider un prélèvement en profondeur.

Son principe consiste à appliquer une sonde (comme un stylo) contre la peau en regard de l'organe à explorer. Cette sonde émet des ultrasons qui traversent les tissus puis lui sont renvoyés sous la forme d'un écho. Ce signal, une fois recueilli va être analysé par un système informatique qui retransmet en direct une image sur un écran vidéo.

Cette technique est la plus rapide de toutes et la seule utilisée pour obtenir une image nette, sans risques vu qu'elle est presque sans danger pour le patient. Son prix est également très bas, puisqu'elle ne nécessite qu'un appareil peu coûteux et une seule personne pour le manipuler. C'est donc l'une des techniques le plus fréquemment utilisée pour guider les chirurgiens lors d'intervention chirurgicale. Enfin, le développement récent de l'échographie 3D permet aux manipulateurs d'effectuer des diagnostics plus précis.

Cependant cette technique d'imageries médicales présente aussi des inconvénients :

L'échographie, ne permet pas toujours d'obtenir une image de très bonne qualité. En effet, celle-ci dépend beaucoup des compétences du manipulateur et du positionnement de la sonde durant l'échographie. Ces manques de qualité peuvent entraîner des erreurs de diagnostic ce qui obligent parfois à renouveler l'examen.

Un autre inconvénient de l'échographie est qu'elle ne permet pas l'étude des organes situés en profondeur ou derrière les os (moelle épinière, poumons...)[5].



FIGURE 2.7 – Image d'une échographie obstétricale.

2.3.3 Les Images Par Résonance Magnétique

L'IRM ou Imagerie par résonance magnétique est l'une des techniques d'imagerie médicale les plus récentes. Elle permet de visualiser avec une grande précision les organes et tissus mous, dans différents plans de l'espace. Il est ainsi possible de déterminer la position exacte de lésions autrement invisibles. Réalisé sous la direction d'un médecin radiologue, cet examen ne provoque aucune irradiation. Il ne fait appel en effet, qu'aux propriétés des champs magnétiques.

Cet examen est particulièrement utilisé dans l'exploration des pathologies cérébrales, rachidiennes, osseuses, articulaires, digestives, gynécologiques, vasculaires et cardiaques. L'IRM fournit des images d'excellente qualité, sous n'importe quel angle et en 2 ou 3 dimensions.

Les avantages de l'IRM sont nombreux : on notera qu'il s'agit du seul appareil permettant une vue en 3D des organes et qui permet donc de déterminer la position exacte des lésions, autrement invisibles. L'IRM permet de s'approcher des coupes anatomiques avec une résolution supérieure à celle de l'échographie.

Il est également un des rares examens indolores, inoffensif et sans irradiation grâce auquel on a la possibilité visualiser tous les organes et os du corps humain. Cette technique semble ne pas avoir d'effet secondaire et aucun effet néfaste n'a pu être mis en évidence à l'heure actuelle. L'IRM est donc à privilégier chez les enfants et pour certaines indications, elle peut être utilisée chez les femmes enceintes. Cette innocuité la rend donc incontournable en imagerie médicale et le nombre de ces machines devrait augmenter dans un avenir proche.

L'IRM possède à son tour certains inconvénients. Le matériel utilisé pour une IRM (principalement des aimants) est extrêmement encombrant, cher, et nécessite un entretien régulier. De plus, si le patient oublie d'indiquer des contre-indications (une allergie, une grossesse...), les effets peuvent être extrêmement nocifs pour lui. Ces contre-indications sont nombreuses et ne rendent pas accessible l'IRM à tous[23].

2.3.4 Les rayons gamma : La scintigraphie

La scintigraphie est une technique d'exploration qui permet de diagnostiquer des maladies. La scintigraphie est une méthode d'imagerie médicale qui procède par l'administration, dans l'organisme, d'isotopes radioactifs afin de produire une image médicale par la détection des rayonnements émis par ces isotopes après captation par les organes à examiner.

La scintigraphie s'effectue à différents niveaux :

- au niveau des os (scintigraphie osseuse).
- au niveau des poumons (scintigraphie pulmonaire).
- au niveau du cœur[5].



Scintigraphie Osseuse

Scintigraphie Cardiaque.

FIGURE 2.8 – Exemple d'application de la Scintigraphie.

2.4 Pré-traitement

Une fois l'acquisition effectués, l'images récupérés est généralement dégradé suite à la qualité d'acquisition ou la lumières, donc ça nécessite un pré-traitement avant d'analyse. Le pré-traitement d'image consiste à améliorer le contenu d'une image pour en extraire de l'information. Les pré-traitements désignent l'ensemble des opérations qui ont pour rôle de donner à l'utilisateur une image libérée des défauts propres au(x) capteur(s) appelé bruit.

2.4.1 Le bruit

le bruit numérique est un phénomène causé par un éclairage insuffisant ou défaut de l'acquisition. Lors de la prise de vue , il se caractérise par l'apparition de grains colorés

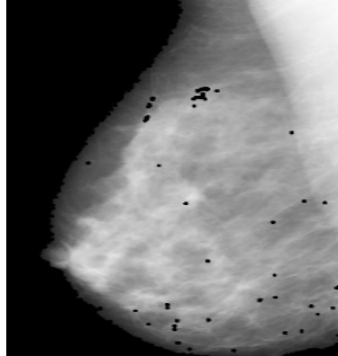


FIGURE 2.9 – image mammographique bruitée.[30]

2.4.2 Élimination de bruit

Un filtre est une transformation mathématique (appelée produit de convolution) permettant, pour chaque pixel de la zone à laquelle il s'applique, de modifier sa valeur en fonction des valeurs des pixels avoisinants, affectées de coefficients.

Le filtre est représenté par un tableau (matrice), caractérisé par ses dimensions et ses coefficients, dont le centre correspond au pixel bruité.

Exemple :

$$\begin{array}{|c|c|c|c|c|} \hline 100 & 100 & 100 & 100 & 100 \\ \hline 100 & 100 & 100 & 100 & 100 \\ \hline 100 & 100 & 150 & 100 & 100 \\ \hline 100 & 100 & 100 & 100 & 100 \\ \hline 100 & 100 & 100 & 100 & 100 \\ \hline \end{array}
 \star
 \begin{array}{|c|c|c|} \hline 0 & -1 & 0 \\ \hline -1 & 5 & -1 \\ \hline 0 & -1 & 0 \\ \hline \end{array}
 =
 \begin{array}{|c|c|c|c|c|} \hline 100 & 100 & 100 & 100 & 100 \\ \hline 100 & 100 & 50 & 100 & 100 \\ \hline 100 & -50 & 300 & -50 & 100 \\ \hline 100 & 100 & -50 & 100 & 100 \\ \hline 100 & 100 & 100 & 100 & 100 \\ \hline \end{array}$$

FIGURE 2.10 – un produit de convolution sur le pixel central.

Dans l'exemple donné dans la figure ci-dessus, on applique un produit de convolution sur le pixel central on obtient :

$$(150 \times 5) + (-1 \times 100) + (-1 \times 100) + (-1 \times 100) + (-1 \times 100) + (0 \times 100) + (0 \times 100) + (0 \times 100) + (0 \times 100)$$

Les pixels des quatre coins n'interviennent pas car leur valeur est zéro.

Il existe différents filtres de pré-traitement :

2.4.2.1 Le filtre médian

Le filtre médian est un filtre numérique non linéaire, souvent utilisé pour la réduction de bruit en conservant les contours de l'image[24].

Principe :

L'idée principale du filtre médian est de remplacer chaque entrée par la valeur médiane de son voisinage. Par exemple, si on considère ces neuf pixels, dont une valeur aberrante (ici 111) :

5	6	7
6	111	8
7	8	9

Le filtre médian va considérer les valeurs du voisinage par valeurs croissantes :

5	6	6	7	7	8	8	9	111
---	---	---	---	---	---	---	---	-----

Et prendre la valeur médiane, ici la valeur 7. La sortie du filtre donnera donc :

5	6	7
6	7	8
7	8	9

Ce qui a permis de remplacer la valeur aberrante par une valeur "de consensus" entre les valeurs voisines.

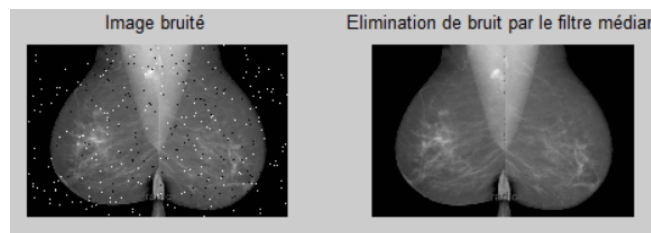


FIGURE 2.11 – Élimination de bruit poivre et sel avec le filtre médian.

2.4.2.2 Le filtre de Nagao

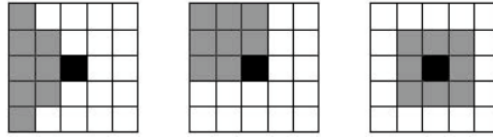
Ce filtrage permet un lissage de l'image conservant les contours, dans l'optique d'un pré-traitement pour une segmentation par régions[25].

Principe :

Le principe de ce filtrage est de remplacer chaque pixel de l'image par la valeur moyenne des pixels contenus dans une fenêtre particulière. Il s'agit de choisir la fenêtre la mieux adaptée parmi un certain nombre de fenêtres prédéfinies.

9 fenêtres sont ici définies, chacune contenant 9 pixels, dont le pixel à remplacer. Elles s'inscrivent dans une fenêtre de taille 5x5 centrée sur le pixel à modifier.

Sur ce dessin sont représentées 3 fenêtres, contenant les pixels gris et le pixel noir (pixel central à remplacer). Les fenêtres de filtrages en sont déduites de la façon suivante :



- 4 fenêtres sont issues de celle de gauche (par rotations d'angles 0, 90, 180 et 270 degrés) .
- 4 sont issues de celle du milieu de la même façon .
- 1 est celle de droite.

La fenêtre qui sera sélectionnée est celle dont la variance est la plus faible. La valeur moyenne de cette fenêtre remplacera celle du pixel central.

2.5 Segmentation

La segmentation d'image est une opération de traitement d'images qui a pour but de rassembler des pixels entre eux suivant des critères prédéfinis. Elle consiste à diviser l'ensemble de pixels en régions connexes, homogènes et bien séparées. Ces régions possèdent une certaine uniformité pour une ou plusieurs caractéristiques (intensité, couleur, texture, ...) et sont différentes pour au moins une de ses caractéristiques des régions voisines.

En analyse d'images, on distingue les traitements de bas niveau et les traitements de haut Niveau. Cette distinction est liée au contenu sémantique des entités traitées et extraites de l'image.

Les traitements de bas niveau opèrent en général, sur les grandeurs calculées à partir des valeurs attachées à chaque point de l'image sans faire nécessairement la liaison avec la réalité qu'elles représentent. Par exemple, la détection des contours est un traitement de bas niveau qui est effectué « sans comprendre » l'image. Le contour détecté peut très bien ne pas correspondre à un bord d'objet dans la réalité et ne présenter aucun intérêt, Ainsi les traitements de bas niveau opèrent plutôt sur des données de nature numérique.

A l'opposé, les traitements de haut niveau s'appliquent à des entités de nature symbolique associées à une représentation de la réalité extraite de l'image. Ils sont relatifs à l'interprétation et à la compréhension de l'image et sont exprimés avec des mots du vocabulaire de l'application. Par exemple, des zones d'une image aérienne peuvent être caractérisées par leur forme (rectangulaire, linéique,..), être étiquetées avec les termes : bâtiment, route, bosquet, ombre, etc[7].

2.5.1 Les différentes méthodes de la segmentation

La segmentation est l'étape la plus importante car l'extraction de primitives, la détection d'une position d'un objet, ou la reconnaissance d'un objet dépendent fortement de la qualité de la segmentation. son but est de faciliter l'extraction des éléments qui la composent. Pour cela, il existe différentes approches :

Approche contour.

Approche région.

Seuillage.

Etc...

2.5.1.1 Approche contour

Les approches contours se caractérisent par le fait qu'elles ne prennent en compte que des informations sur le contour des objets.

Les premiers modèles de segmentation s'appuient sur des détections de changement rapide d'intensité lumineuse ou de couleur, c'est-à-dire les contours de l'image. L'application de détecteurs de contours sous la forme de filtres dérivatif permet d'obtenir les contours des objets présents dans la scène. Nous pouvons citer les approches se basant sur les différences finies comme l'opérateur de gradient, l'opérateur laplacien, les filtres de Sobel, Prewitt, Roberts ou bien des approches reposant sur des critères d'optimalité comme les filtres de Canny-Deriche. Mais ce genre de techniques est peu exploitable car elles

donnent des contours non fermés, bruités ou des contours non détectés[8].

a) Filtre Sobel

Le filtre de Sobel non-linéaire est un passe-haut destiné à extraire le contour extérieur des objets. Il met également en évidence les variations d'intensité le long de l'axe vertical et horizontal. Chaque pixel se voit affecter une valeur égale à la valeur maximum des deux gradients verticaux et horizontaux de la convolution de Prewitt classique. Contrairement au Prewitt, le filtre de Sobel assigne une valeur plus importante aux voisins horizontaux et verticaux du pixel central.

Les deux filtres extraient les contours des objets. En raison des différences sur les noyaux utilisés, le Prewitt NL (non linéaire) a tendance à extraire des contours incurvés alors que le Sobel NL extrait des contours plus carrés. Ceci est notable sur les petits objets isolés.

Le calcul de gradient est mené par l'intermédiaire des deux masques. La encore, le deuxième masque se déduit du premier par une rotation de $\pi/2$. Avec $c = 2$ [26][9].

$$h_x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -c & 0 & c \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$h_y = \begin{pmatrix} -1 & -c & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & c & 1 \end{pmatrix}$$

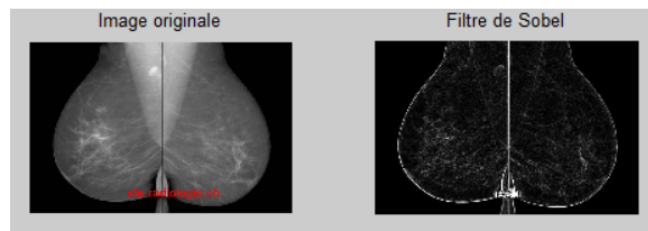


FIGURE 2.12 – Détection de contour par le filtre Sobel.

b) Canny-Dérivée

Canny a proposé une étude théorique de la détection de contour. Son étude

s'est limitée au cas de la dimension 1, c'est à dire la détection des variations dans un signal bruité.

Il est le premier à avoir formalisé trois critères que doit valider un détecteur de contour :

- **Détection** : robustesse au bruit.
- **Localisation** : précision de la localisation du point contour.
- **Unicité** : une seule réponse par contour.

A chaque critère est associée une formule mathématique. La maximisation de ces critères conduit à la résolution d'une équation différentielle dont la solution est le filtre f , qui permet la détection du contour, i.e. la position du contour correspond à : $\max (I * f) (x)$.

En fixant des conditions initiales, Canny a montré que cette solution générale pouvait être approximée par :

$$f(x) = -(x / \tau^2) e^{-\frac{x^2}{2\tau^2}}$$

C'est à dire la dérivée du filtre gaussien.

Le passage à un espace à 2 dimensions (une image) se fait alors simplement car le filtre gaussien étant séparable, on a : $f(x,y) = f(x) \cdot f(y)$.

Le calcul du gradient sur une image se ramène donc à deux balayages (un en ligne et un en colonne)[27].

Partant d'autres conditions initiales, Deriche a proposé un filtre différent dont la forme simplifiée est :

$$f(x) = (sx) e^{-\alpha|x|} .$$

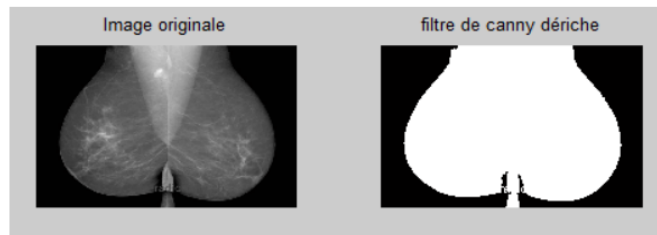


FIGURE 2.13 – Détection de contour par Canny-Dérivée.

c) Contour Actif

La segmentation par contours actifs, comme l'ensemble des méthodes de segmentation, a pour but de partitionner une image en différentes régions d'intérêt présentant une similarité suffisante au sens d'un critère donné (statistique par exemple) et ce au moyen d'une ou plusieurs courbes dont la ou les position(s) évolue(nt) dans le temps en accord avec le critère de segmentation choisi.

Ces courbes évoluent d'une forme initiale vers les frontières d'un objet d'intérêt, sous l'action d'une force.

Cette force est basée sur la notion d'énergie interne et externe, le but étant de minimiser l'énergie totale présente le long de la courbe. Des contraintes permettent de conserver une courbe lisse avec des points équidistants tout en laissant un certain champ libre pour les déformations.

Le principe de cette méthode est de déplacer les points pour les rapprocher des zones de fort gradient tout en conservant les caractéristiques initiales comme la courbure, changement de forme du contour ou d'autres contraintes liées au positionnement des points[10].

*** Les avantages et les Inconvénients de contour actif :**

	Avantages	Inconvénients
Contour actif	-Utiliser pour la segmentation, la détection de contours, le suivi spatio-temporel d'objet et dans la vision robotique...	-Difficultés liées Au paramétrage : L'interprétation de l'énergie dépend de la manière dont on paramètre la formule de Snake . -Le contour initial doit être assez proche de l'objet pour assurer la convergence, pour éviter l'affaissement du contour sur lui-même. -Problèmes liés à la topologie : Le Snake est incapable de localiser distinctement deux objets sur une image. -Problèmes liés aux calculs : Le calcul de la dérivée d'ordre 4 qui apparaît dans l'équation d'évolution pose des difficultés de discrétisation et d'instabilités qualitatives.

TABLE 2.1 – Les avantages et les inconvénients de contour actif.

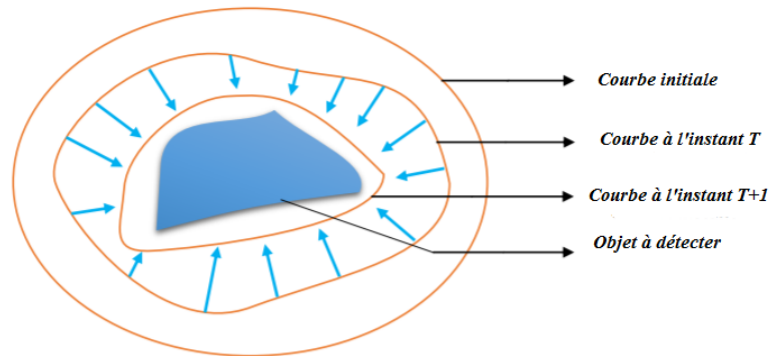


FIGURE 2.14 – Principe des contours actifs .

2.5.1.2 Approche région

L'approche par régions consiste à regrouper des points selon des propriétés communes. Globalement, elle peut être définie comme une partition d'une image I en une ou plusieurs régions R_1, \dots, R_n telles que [19] :

$$I = \bigcup_{i=1}^n R_i \text{ et } R_i \cap R_j = \emptyset \quad \text{pour } i \neq j$$

les Algorithmes de segmentation basé sur les régions nécessite l'utilisation de structure de données particulières tel que :

- **Le tétra-arbre (Quadtree)** : Le tétra-arbre est une structure de données très commune de par sa simplicité et d'autre part son faible temps de calcul. Il est une arborescence dont la racine est l'image toute entière et dont chaque nœud parent (sauf les nœuds terminaux) possède exactement 4 fils . Il est défini de manière récursive : l'image est partagée d'abord en quatre blocs.

À chacun de ces blocs est ensuite associé un nœud fils de la racine. Puis le processus de découpage en quatre quarts est itéré pour chacun des fils sans chevauchement des blocs. L'analyse récursive s'arrête lorsque chaque sous-bloc respecte un prédicat d'homogénéité. Après cette phase de division des petites régions, certains blocs adjacents

présentent des caractéristiques calorimétriques identiques d'où la nécessité de les fusionner. Cette fusion s'arrête lorsqu'il n'existe plus de couple qui respecte le prédicat de fusion[1].

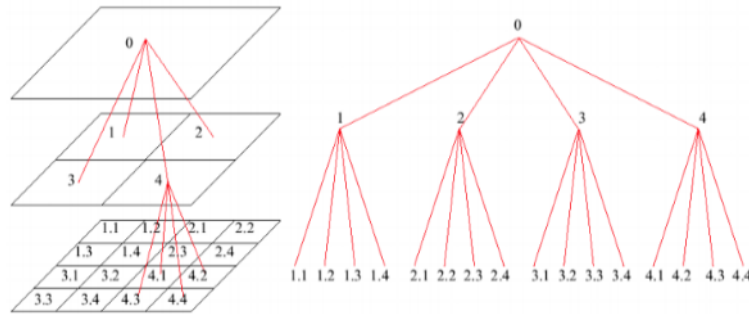


FIGURE 2.15 – Processus de division de l'image I utilisant le tétra-arbre.

- **Le diagramme de Voronoï :** L'approche par diagramme de Voronoï s'inscrit dans un processus itératif de divisions et de fusions et peut être considéré comme une amélioration de la segmentation par analyse d'un quadtree. La phase de division n'est plus réalisée par un découpage en régions de forme carrée, mais par un découpage en polygones de Voronoï qui s'adaptent aux formes des régions présentes dans l'image.

Le diagramme de Voronoï génère une partition de l'image à partir de germes. À chaque germe est associée une région de Voronoï constituée par l'ensemble des pixels les plus proches de ce germe. La Figure suivante montre un exemple de diagramme de Voronoï. Dans cette figure, les germes correspondent aux points rouges. Les pixels les plus proches d'un germe sont ceux qui sont inscrits dans le polygone noir centré sur le germe[1].

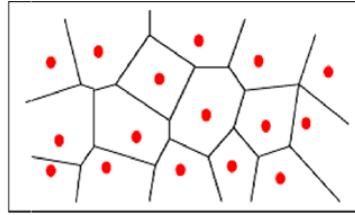


FIGURE 2.16 – Exemple de diagramme de Voronoï.

- Le graphe d'adjacence des régions :** La fusion des régions ne s'opère pas nécessairement après un algorithme de division de l'image, mais peut être accomplie après un algorithme de segmentation ayant provoqué une sur-segmentation. Ces approches de fusion se basent généralement sur l'analyse du graphe d'adjacence des régions ou RAG (RegionAdjacency Graph). Les régions y sont représentées par les nœuds du graphe et l'information d'adjacence entre régions est symbolisée par les arêtes. Ce processus est représenté dans la Figure suivante. Sur ce graphe, des régions adjacentes vérifiant certains critères de similarité spatiale ou spectrale peuvent fusionner afin de résoudre le problème de la sur-segmentation[1].

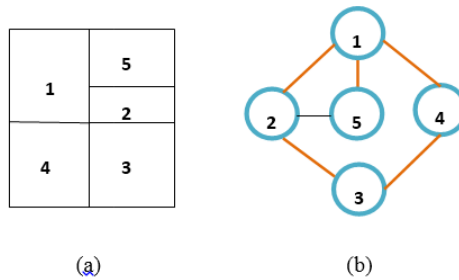


FIGURE 2.17 – (a) image d'étiquettes et (b) graphe d'adjacence de régions.

a) Méthode par division de régions

L'approche segmentation par division de régions consiste à diviser l'image originale en régions homogènes au sens d'un critère donné. Ce processus est récursif et considère que la région initiale correspond à l'image à analyser.

Si une région ne respecte pas un prédicat d'homogénéité, elle est divisée en quatre sous régions de taille égale. Chaque sous-région est ensuite analysée. L'algorithme récursif s'arrête lorsque toutes les régions respectent le prédicat d'homogénéité.

A cause des divisions en quatre des régions, cette méthode est plutôt adaptée à des images carrées ayant un nombre de lignes et de colonnes égal à une puissance de deux et dans lesquelles les régions sont de forme rectangulaire. D'autre part, cette méthode a tendance à faire apparaître des effets de blocs du au faite qu'elle peut donner souvent naissance à une segmentation trop fine[11].

b) Méthode par fusion de régions

L'approche de fusion de régions est principalement fondée sur l'analyse d'un graphe d'adjacence de régions qui analyse une image pré segmentée, constituée d'un ensemble de régions.

C'est une structure de données constituée d'un graphe non-orienté dont chaque nœud représente une région et chaque arête représente une adjacence entre deux régions. L'analyse du graphe d'adjacence de régions permet de fusionner des régions d'une image sur-segmentée. Le procédé consiste à fusionner deux nœuds reliés par une arête à condition qu'ils respectent un critère de fusion.

Les méthodes d'analyse des graphes d'adjacence de régions se distinguent selon l'ordre de parcours des différents nœuds du graphe et selon les critères de fusion[11].

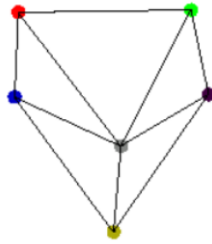


FIGURE 2.18 – Graphe d'adjacence de régions.

c) Méthode par Division / Fusion (Split/Merge)

La segmentation par division-fusion est caractérisée par la division au préalable de l'image en régions homogènes disjointes qui respectent des critères globaux. Puis elle consiste à fusionner des régions adjacentes qui vérifient des critères locaux (exemple le critère d'homogénéité calorimétrique). Parmi les structures de données permettant d'effectuer cette approche :

Le tétra-arbre.

Le diagramme de Voronoï.

Le graphe d'adjacence des régions[1].

d) Méthodes par croissance de régions

Ce type de segmentation consiste à faire croître des régions en y ajoutant successivement les pixels adjacents qui satisfont un critère d'homogénéité. La croissance s'arrête lorsque tous les pixels ont été traités. L'étape initiale consiste à sélectionner les germes des régions qui correspondent généralement à un pixel. Puis, les régions sont construites en y ajoutant successivement les pixels qui leur sont connexes et qui vérifient un critère de similarité calorimétrique.

La plupart des algorithmes de croissance de régions sont régis par un parcours de l'image selon le balayage de gauche à droite et de haut en bas. L'avantage de la croissance de régions est de préserver la forme de chaque région de l'image. Cependant, une mauvaise sélection des germes ou un choix du critère de similarité mal adapté peut entraîner des phénomènes de sous-segmentation ou de sur-segmentation.

Pour palier à ces erreurs, des paramètres ont été rajoutés :

- prise en compte de la similarité de deux régions.
- faire croître plusieurs régions en même temps[11].

Des méthodes efficaces ont été développées dans ce domaine. Nous allons citer trois algorithmes de croissance de régions qui ont souvent été utilisés et reposent sur trois critères différents :

d.1) Méthode par agrégation :

Dans cette méthode le critère pour qu'un pixel soit ajouté à une région est qu'il vérifie une caractéristique (niveau de gris, contraste, moyenne...) choisie par l'utilisateur, ou qu'il s'en approche suffisamment (on pourra définir des seuils).

Cette méthode est relativement facile à mettre en œuvre et peut donner d'assez bons résultats pour une image non bruitée. Toutefois, il faut bien choisir son critère car sinon, l'image peut être sur-segmentée.

Par contre, dès que l'image est bruitée les résultats sont beaucoup moins bons, voir complètement différents de ceux attendus[12].

d.2) Méthode par relaxation :

Le critère d'homogénéité est basé sur la comparaison d'histogrammes locaux. Deux points appartiennent à la même zone si leurs histogrammes se ressemblent suffisamment.

A partir d'un germe, on fait croître une première région contenant les pixels se ressemblant suffisamment. Dans cette région, les pixels dont l'histogramme local est suffisamment proche de celui du pixel de référence, forment la région de référence avec un histogramme de référence.

La région R_s finalement extraite est une composante connexe autour du germe contenant la zone de référence et une zone constituée des pixels les plus proches de l'histogramme de référence.

Pour les images sans bruit, la méthode de relaxation n'est pas meilleure que la méthode d'agrégation. Mais, lorsqu'elles sont bruitées, elle peut s'avérer plus efficace, à condition de bien choisir les valeurs seuils[12].

d.3) Méthode par propagation :

Le germe s d'une nouvelle région est recherché parmi les points de l'image qui ne sont pas encore classés : s est choisi comme le point où la norme de l'histogramme local atteint son maximum. Cet histogramme peut être convolué à une gaussienne pour éviter les points singuliers.

Après avoir appliqué le même principe de croissance de région que dans la méthode de relaxation, on regarde les points p à la frontière (extérieure). Si aucun des points au voisinage de p n'est dé-corrélé du point s , le point p n'appartient pas vraiment au contour de la région. P est alors désigné comme un point de propagation, c'est-à-dire un point à partir duquel on peut faire croître la région. Sinon, p appartient réellement au contour.

Les paramètres prépondérants à régler sont :

- la fenêtre de calcul des histogrammes. Une grande fenêtre permet de filtrer une partie du bruit mais fournit des contours moins précis.
- la tolérance sur le choix du germe pour chaque région. Un faible coefficient réduit la sur-segmentation mais les détails les plus fins de l'image ne sont pas reconnus[12].

e) Ligne de partage des eaux

Cet algorithme permet de décomposer l'image en régions homogènes. Une image en niveau de gris peut être perçue comme un relief topographique. Le niveau de gris d'un pixel de l'image est interprété comme son altitude dans le relief topographique. Un point est d'autant plus élevé dans le relief qu'il est clair dans l'image, les pixels sombres correspondent donc aux vallées et bassins du relief alors que les pixels clairs correspondent aux collines et lignes de crêtes.

Une des difficultés à la mise en œuvre de cette analogie intuitive est qu'elle laisse beaucoup de liberté quant à sa formalisation. Il existe deux classes principales d'implémentation : l'une est basée sur un algorithme récursif d'immersion et une autre basée sur l'utilisation de fonctions de distances géodésiques.

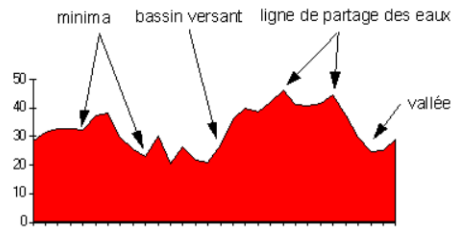


FIGURE 2.19 – Élément de relief.

Pour l'obtenir, il faut imaginer l'immersion d'un relief dans de l'eau, en précisant que l'eau ne peut pénétrer dans les vallées que par ses minima. La ligne de partage des eaux est représentée par les points où deux lacs disjoints se rejoignent au cours de l'immersion.

L'application de la LPE sur une image permet de détecter ses contours.

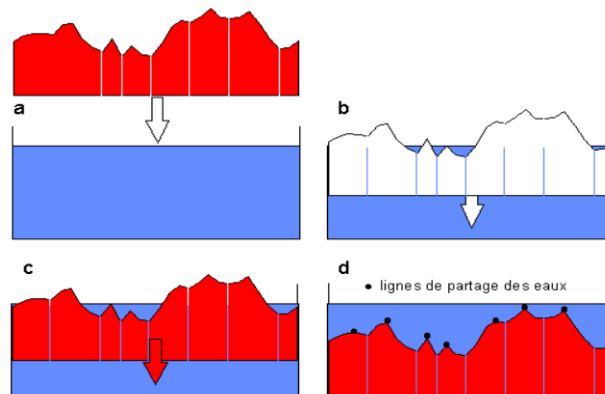


FIGURE 2.20 – Principe de la procédure d'immersion.

Cependant, lorsqu'il est appliqué à une image gradient construite à partir de l'image original, les minima correspondent alors aux zones homogènes et les contours de la LPE à la plus forte transition trouver entre deux régions. On peut donc définir les contours des régions d'une image comme la LPE de l'image gradient[28].

***Les avantages et les inconvénients de LPE :**

	Avantages	Inconvénients
LPE	<ul style="list-style-type: none"> -Contour d'épaisseur -Contour fermé. -Respect des jonctions. 	<ul style="list-style-type: none"> -Image ne doit pas avoir de trous pour la segmentation de particules -Lenteur (se limite aux images statiques) -Concept global (à partir d'un point, on ne peut connaître son Bassin versant). - Sursegmentations.

TABLE 2.2 – Les avantages et les inconvénients de la LPE.[14]

2.5.1.3 Classification

La segmentation basée sur la classification travaille sur des histogrammes de l'image, on citera essentiellement la méthode du seuillage et k-means.

a) Seuillage

Le seuillage est une méthode faisant partie de l'approche basée sur le pixel, même si d'autres références classent cette méthode dans l'approche région de la segmentation, du fait qu'elle met en évidence les régions d'une image.

Un seuil est une valeur numérique correspondant à un paramètre de l'image (exemple : le niveau de gris), et l'histogramme des niveaux de gris est utilisé afin d'en déduire le seuil[19].

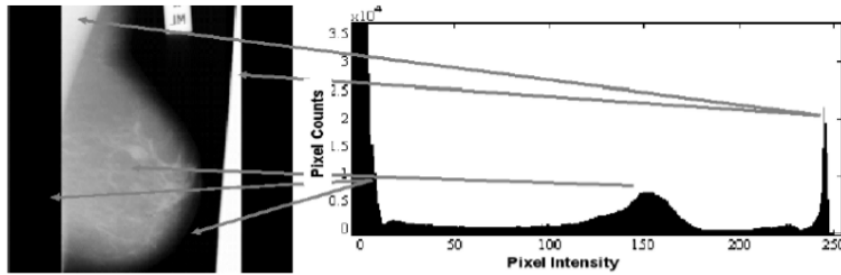


FIGURE 2.21 – L’histogramme d’une image mammographique.

Le seuillage peut être :

- **Global** : un seuil pour toute l’image.



FIGURE 2.22 – Le seuillage global.

- **Local** : un seuil pour une portion de l’image.

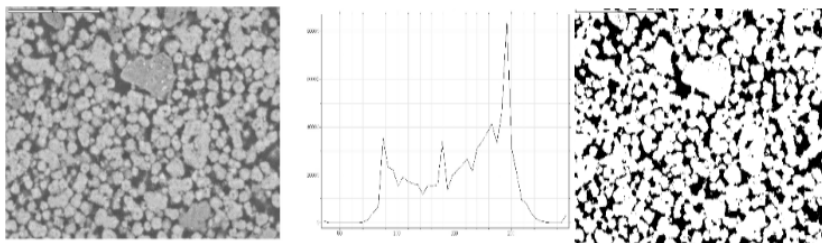


FIGURE 2.23 – Le seuillage local.

- **Adaptatif** : un seuil qui s’ajuste selon les images, ou parties de l’image.

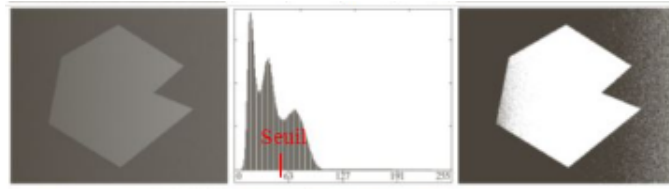


FIGURE 2.24 – Le seuillage adaptatif.

Le seuillage le plus simple est le seuillage global, il a pour principe :
Soit p un pixel et V une fonction définissant le niveau de gris et S un seuil :

$$V_p() = \begin{cases} 0 & \text{si } V(p) < S \\ 1 & \text{si } V(p) \geq S \end{cases}$$

Le résultat sera une image binaire.

Le seuillage global est certes rapide, mais il ne donne pas de pixels contigus, et le bruit peut donner de faux éléments.

Le seuillage local détermine pour chaque pixel un seuil en fonction de la luminosité de son voisinage.

Le seuillage adaptatif se résume en la séparation de l'image en sous images et de traiter chacune avec son propre seuil (Le choix de la dimension des sous-images est critique).

Dans tous les cas, le problème majeur reste la détermination du seuil, il existe quelques méthodes de détermination telles que :

- La recherche des vallées de l'histogramme, en considérant que les vallées significatives correspondent aux pixels de la frontière des régions.
- La segmentation de l'histogramme (développée par Otsu) qui ne s'applique que dans le cas de segmentation de l'image en deux régions.

b) K-means

Cette méthode consiste à rassembler les pixels en K groupes (clusters). K

étant un paramètre préfixé qui détermine le nombre de régions. Et après avoir déterminé les paramètres (couleur par exemple) de toute région, chaque point est affecté au centre le plus proche, pour recalculer ensuite le paramètre de chaque région, jusqu'à ce qu'elles soient stables[19].

Algorithme K-means :

L'algorithme des K-Means est l'une des techniques de clustering non supervisée les plus utilisées. La méthode consiste à placer aléatoirement dans l'espace K "cent-roïdes" afin de déterminer K clusters. On affecte à chacun de ces "cent-roïdes" les objets les plus proches, puis on calcule la position moyenne des objets associés aux "cent-roïdes" que l'on déplace en ce point. Les opérations d'affectation d'objet et de déplacement du cent-roïde sur la moyenne repérées jusqu'à ce que chaque cent-roïde ait atteint une position stable.

Malgré sa simplicité, cet algorithme se révèle efficace. Toutefois il est nécessaire de prédéterminer le nombre de catégories et la position de départ des prototypes qui a un impact sur le découpage en classes. Les principales étapes de cet algorithme sont :

- Choix aléatoire de la position initiale des K clusters.
- (Ré-)Affecter les objets à un cluster suivant un critère de minimisation des distances (généralement selon une mesure de distance euclidienne).
- Une fois tous les objets placés, recalculer les K cent-roïdes.
- Répéter les étapes 2 et 3 jusqu'à ce que plus aucune ré-affectation ne soit faite.

Le principal avantage de cette méthode est que le nombre de régions est connu au préalable (il n'y aura pas de problème de sur-segmentation ou sous-segmentation), mais l'inconvénient réside en la difficulté de déterminer le nombre de clusters et l'incohérence des régions (deux objets éloignés peuvent appartenir à la même région).

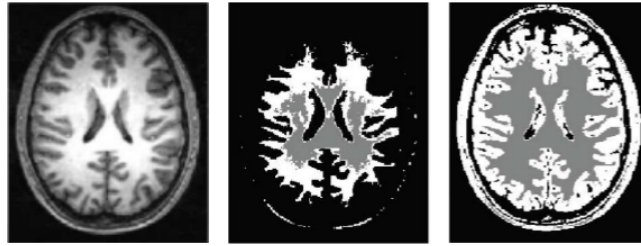


FIGURE 2.25 – Exemple de k-means.

2.6 Conclusion

Il est difficile de définir d'une manière absolue, une bonne segmentation. La segmentation, souvent, n'est pas une fin en soi, le choix d'une technique est lié à :

- La nature de l'image (éclairage, contours, texture, ...).
- Aux opérations en aval de la segmentation (compression, reconnaissance des formes, mesures ...).
- Aux primitives à extraire (droites, régions, textures, ...).
- Aux contraintes d'exploitation (temps réel, espace mémoire, ...).

Notre travail va s'orienter vers la segmentation d'image médicale plus précisément la détection des tumeurs dans le sein.

3.1 Introduction

L'objectif de ce travail est de proposer une méthode de segmentation des masses dans les images mammographies a fin de faciliter la détection des masses du sein et de calculer leurs surfaces.

Ce chapitre est consacré au développement d'une application de traitement d'images mammographies.

Pour cela nous allons suivre la démarche présentée dans le graphe suivant :

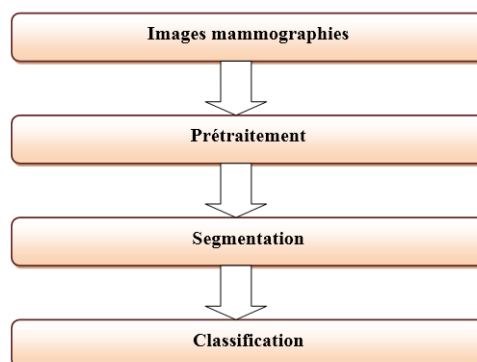


FIGURE 3.1 – les étapes du processus de traitement d'images suivie.

3.2 Conception

L'objectif de notre travail est de :

- Segmenter une image mammographie afin de pouvoir isoler la tumeur.
- Calculer sa surface pour en déduire si la masse est bénigne ou maligne.
- Déterminer son contour et la classer selon sa forme pour déterminer dans quelle catégorie la tumeur peut être classée.

Pour cela nous avons suivi, les étapes résumé dans la figure (3.1) précédente et nous savons choisi des algorithmes qui permettent de mener à de bon résultats :

- Un filtre de pré-traitement pour améliorer la qualité de l'image(Médian).
- Développement d'un algorithme de Détection de régions(LPE).
- Développement d'un algorithme de Détection de contour(Snakes).
- Classifier la forme de la masse détectée.
- Calculer la surface de la masse détectée(Regionprops).

3.2.1 Pré-traitement

L'image acquise que ce soit médicale ou non est généralement entachées de bruit liés aux capteurs et à la luminosité. Pour cela l'étape de pré-traitement est nécessaire à toute analyse d'images. Dans notre travail nous avons utilisé le filtre de Médian pour améliorer la qualité d'image [15].

3.2.2 Segmentation

Une fois l'image pré-traitée et le bruit éliminé, nous devons isoler la masse de toute l'image. Pour cela il faut effectuer une segmentation.

La majorité des travaux de segmentation d'images médicales utilise la classification par histogramme (K-means) et les ondelettes.

Dans notre cas, comme, on aimerait classer la tumeur selon sa malignité et bénignité, deux critères sont importants à savoir, la surface et la forme de contour c'est pourquoi nous avons opté pour deux types de segmentation :

- La segmentation par région (LPE) pour déterminer la masse et estimer sa surface.
- Detection de contour(snakes) pour déterminer la forme de la masse.

3.2.2.1 LPE

La morphologie mathématique fournit de nombreux outils de segmentation d'images médicales. Nous allons nous intéresser ici à l'une des techniques les plus répandues : la technique de la Ligne de Partage des Eaux (LPE). Cette technique nous donne de façon efficace des régions bien détectées qui représentent en général les masses dans l'image mammographie traitée ; ces régions forment donc une partition de l'image.

La mise en œuvre dans notre programme se base sur six étapes principales qui sont comme suite :

Etape 0 :Lire l'image originale.

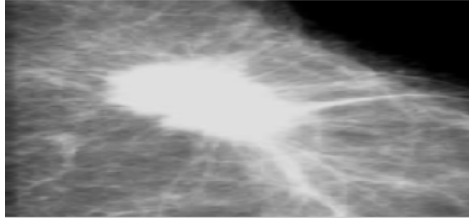


FIGURE 3.2 – Image original.

Etape 1 : Lire l'image couleur et la convertir en niveaux de gris.

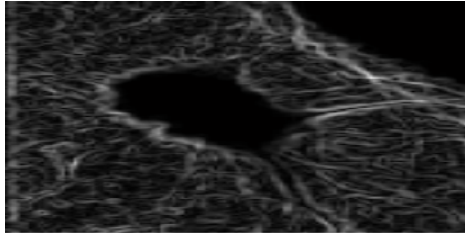


FIGURE 3.3 – Résultat de l'étape une.

Etape 2 : Utilisez l'amplitude de gradient de la fonction de la segmentation.

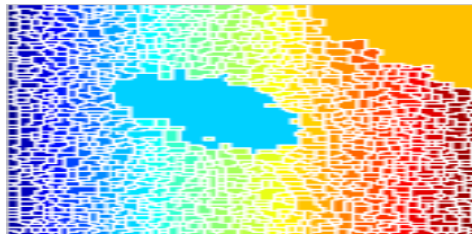


FIGURE 3.4 – Résultat de l'étape deux.

Etape 3 : Marquez les objets au premier plan.

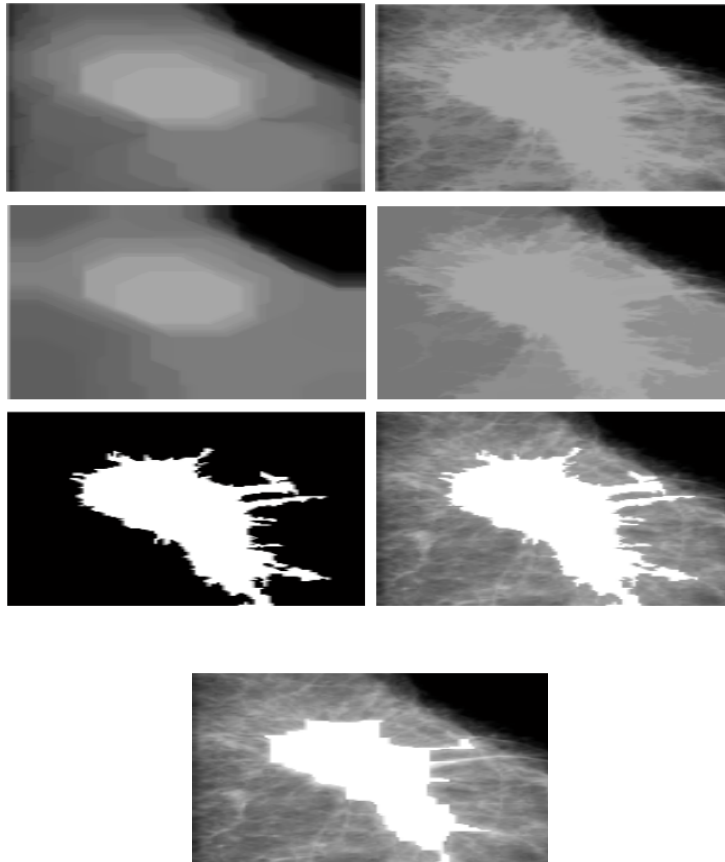


FIGURE 3.5 – résultat de l'étape trois.

3.2.2.2 Contour Actif (Snakes)

Le code que nous avons mis en œuvre est basé sur l'algorithme de segmentation Chan-Vese bien connu du document "Active Contours Without Edges". Cette technique déforme une courbe initiale de sorte qu'elle sépare le premier plan de l'arrière-plan en fonction des moyennes des deux régions. La technique est très robuste pour l'initialisation et donne de très bons résultats lorsqu'il existe une différence entre le premier plan et l'arrière-plan. Ce code utilise des contours actifs et des jeux de niveaux dans la mise en œuvre. Il pourrait également servir de cadre approprié pour la mise en œuvre de toutes sortes d'énergies de contours actifs régionales.

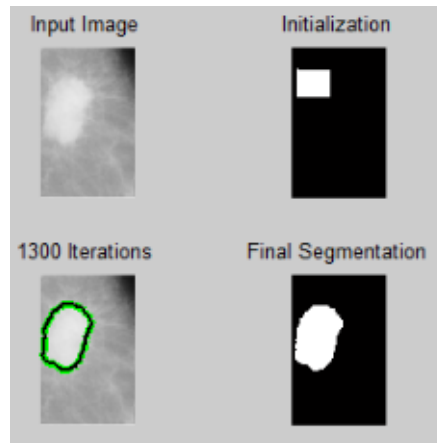


FIGURE 3.6 – Résultat de contour actif.

3.2.3 Classification

Une fois la masse détectée on vas la classifier selon sa forme (ronde, ovale, lobulée ou irrégulière) et à calculer sa surface.

3.2.3.1 Reconnaissance de la forme

L'image résultante de l'étape de segmentation montre bien la forme de la masse par rapport a l'arrière plan.Donc facile à la classifier selon le principe de circularité.

La forme est bien détectée et facile à la classer par l'œil de l'expert.

Pour automatiser le du type de forme, il faut utiliser des critères de comparaisons. Nous allons étudier la circularité :

Critère de circularité :

La mesure de circularité représente le degré de ressemblance entre la forme considérée et un cercle. Ce descripteur noté C peut être calculé en dessinant un cercle centré sur le centre de gravité de la région et de même aire(calculé à partir de nombre de pixels contenus dans une lésion). Soit R : la région de masse, et CEQ : le cercle équivalent de même aire que la zone de masse et ayant comme centre le centre de gravité de R . La mesure de circularité peut alors se définir comme suit [2] :

$$C = \frac{\text{aire}(R \cap C_{EQ})}{\text{aire}(R)}$$

La figure 3.7 explique le principe de calcul de la circularité. Cette mesure est d'une valeur comprise entre 0 et 1. La région est d'autant plus circulaire que sa mesure de circularité est proche de 1. En dépit de sa simplicité, ce descripteur est très utilisé dans plusieurs domaines d'analyse de forme. Cependant, son utilité dans le diagnostic du cancer du sein réside dans la nature du caractère pathologique des masses mammaires [2].

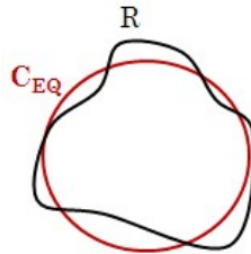


FIGURE 3.7 – Calcul de la mesure de circularité.

3.2.3.2 Calcul de la surface

Cette étape est la phase finale de notre application. Nous avons maintenant la masse détectée sur l'image binaire. Nous pouvons appliquer la commande `regionprops` (Mesurer les propriétés des régions d'image sous matlab) pour calculer sa surface.

3.3 Réalisation

Dans cette partie les différentes interfaces de notre application seront présentées ainsi que les résultats d'expérimentations.

3.3.1 Résultats d'expérimentations

Les algorithmes développés ont été testés sur différentes images de tumeur avec des formes et des surfaces différentes.

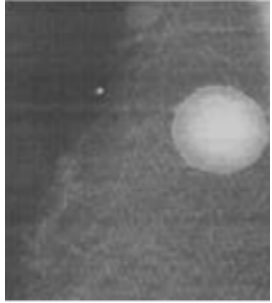
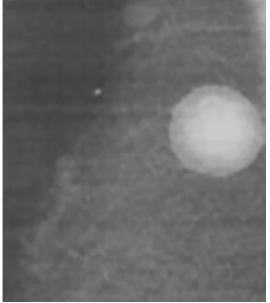

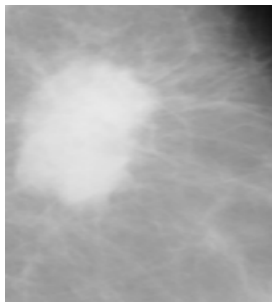
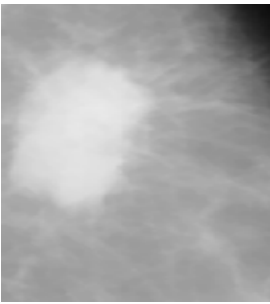

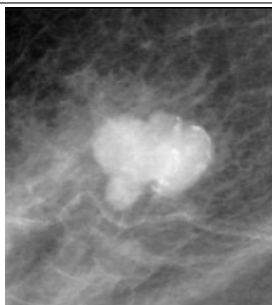
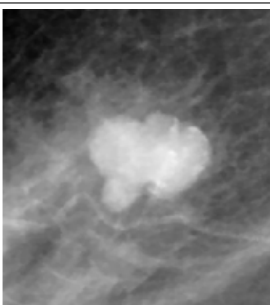
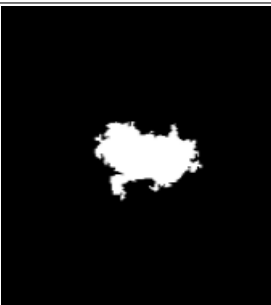
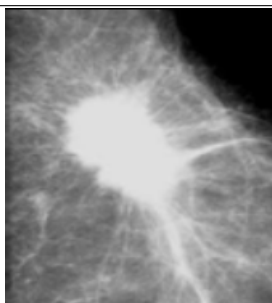


Image initiale	Prétraitement	Segmentation	Surface	Maligne / Bénigne
			1978	Maligne
			3984	Maligne
			3890	Maligne
			4045	Maligne

TABLE 3.1 – Résultat de LPE sur différentes forme de masses.

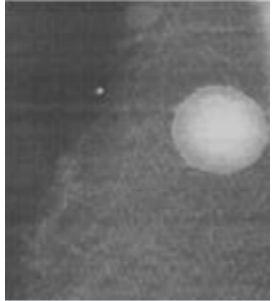
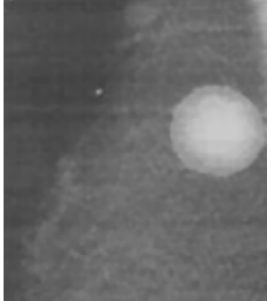

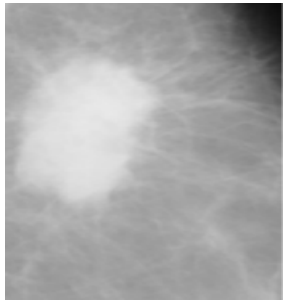
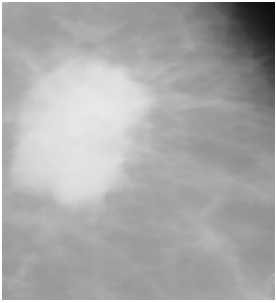

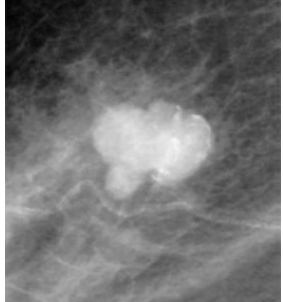
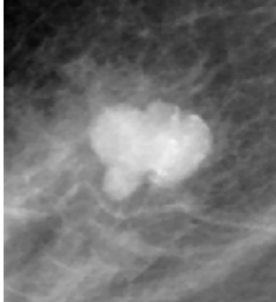

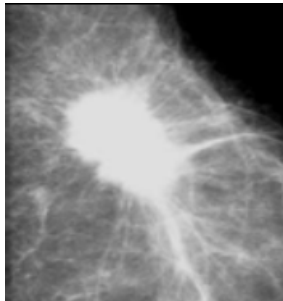


Image initiale	Prétraitement	Segmentation	Forme visualisée
			Ronde
			Ovale
			Lobulée
			irrégulière

TABLE 3.2 – Résultat de contour actif sur différentes forme de masses.

D'après les deux tableaux de segmentation nous avons remarqué ce qui suit : -Algorithme de LPE permet de donner de meilleurs résultats sur les différents types d'images, de bien détecter la forme avec un contour bien fermé, mais il peut mener à une sur-segmentation.

- Alors que le contour actif dans le cas de la forme irrégulière, la détection n'est pas satisfaisante. Le contour actif nécessite la connaissance d'un contour initial qui doit être proche de la forme de l'objet ce qui le rend plus lent que le LPE.

- Nous avons essayé de combiner les deux méthodes (LPE + contour actif) et (contour actif + LPE), mais le résultat n'est pas plus amélioré que l'algorithme LPE appliqué seul ou le contour active appliqué seul(tableau suivant).




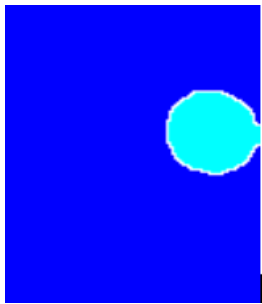
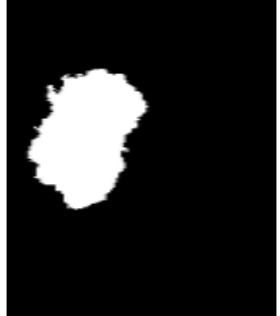



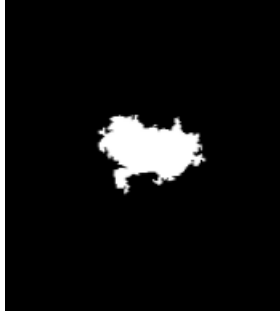







LPE	Contour actif(CA)	LPE+CA	CA+LPE
			
			
			
			

TABLE 3.3 – Résultat de combinaison des deux méthodes LPE et contour actif.

3.3.2 Environnement matériel et logiciel de programmation

Notre application a été réalisée sur un PC de type hp 620, 2Go de RAM sous Windows XP.

Les langages utilisés sont : Matlab version 2012.

3.3.3 Présentation de quelques vues

L'application est composée d'une fenêtre principale, elle contient des boutons permettant d'accéder aux différentes fonctionnalités.



FIGURE 3.8 – Fenêtre principal de l'application .

Le Bouton « a propos » donne des informations sur le projet :

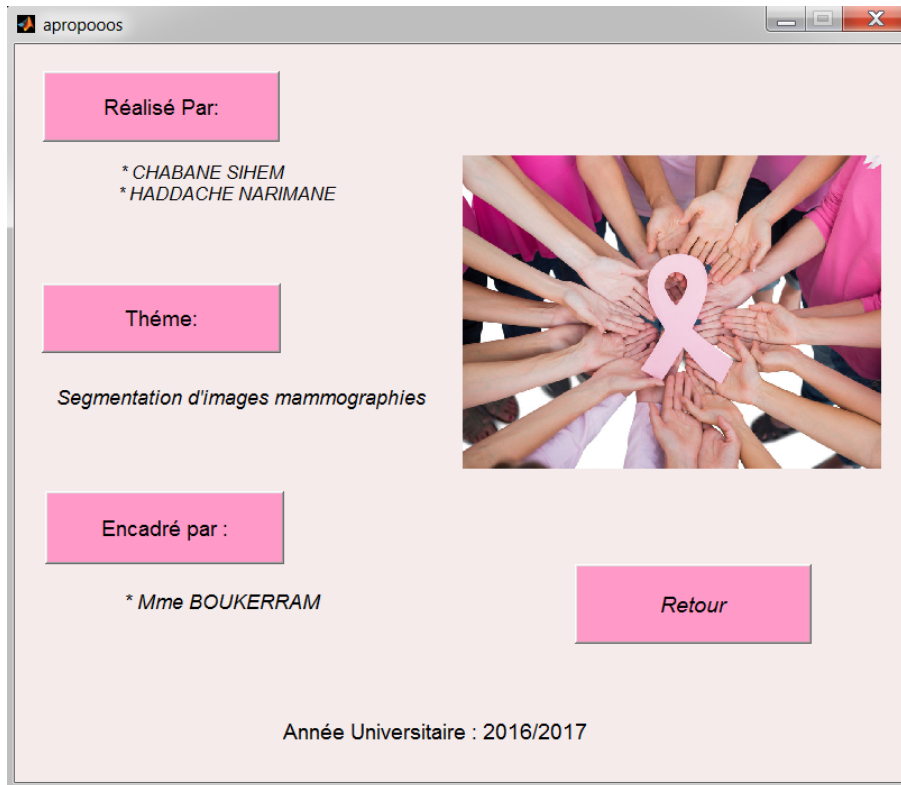


FIGURE 3.9 – Information sur l'application .

En exécutant le bouton « entrer » depuis le menu de démarrage l'interface suivante apparaît :

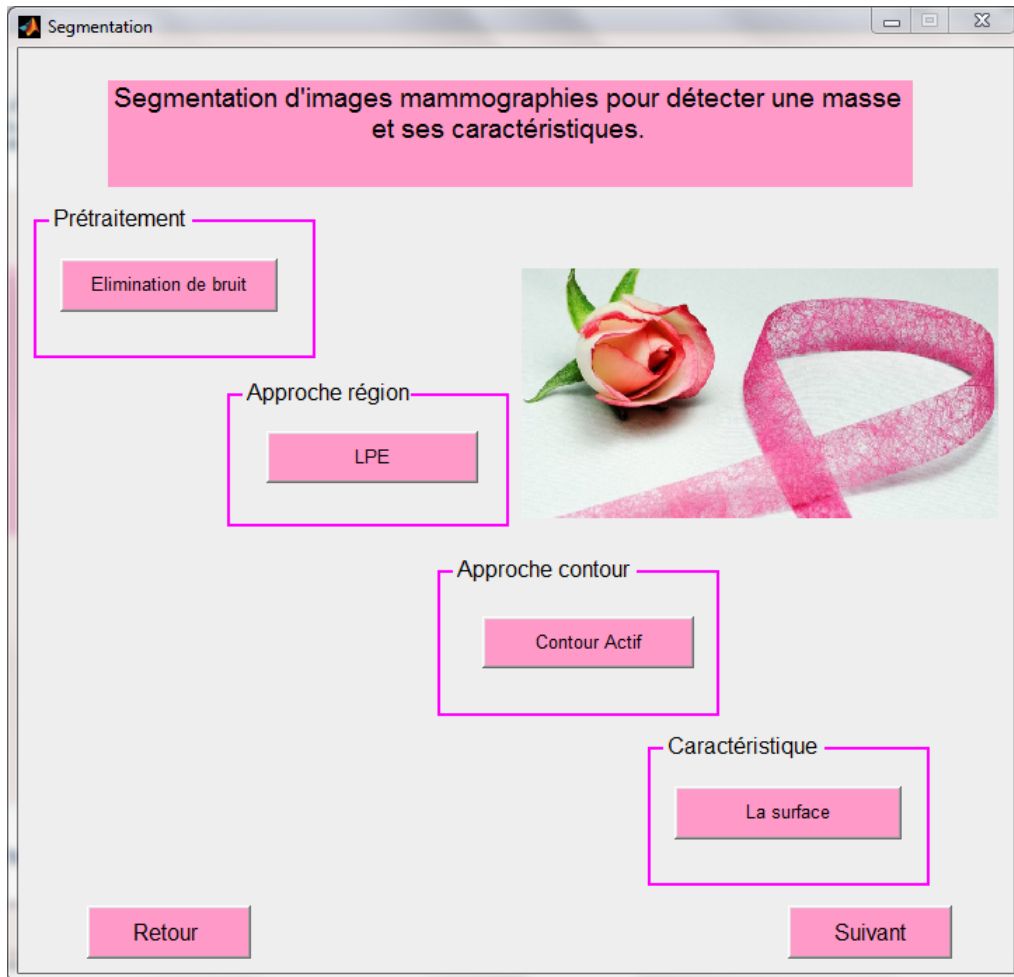


FIGURE 3.10 – fenêtre de traitement .

le bouton « Élimination de bruit » donne l'interface suivante :

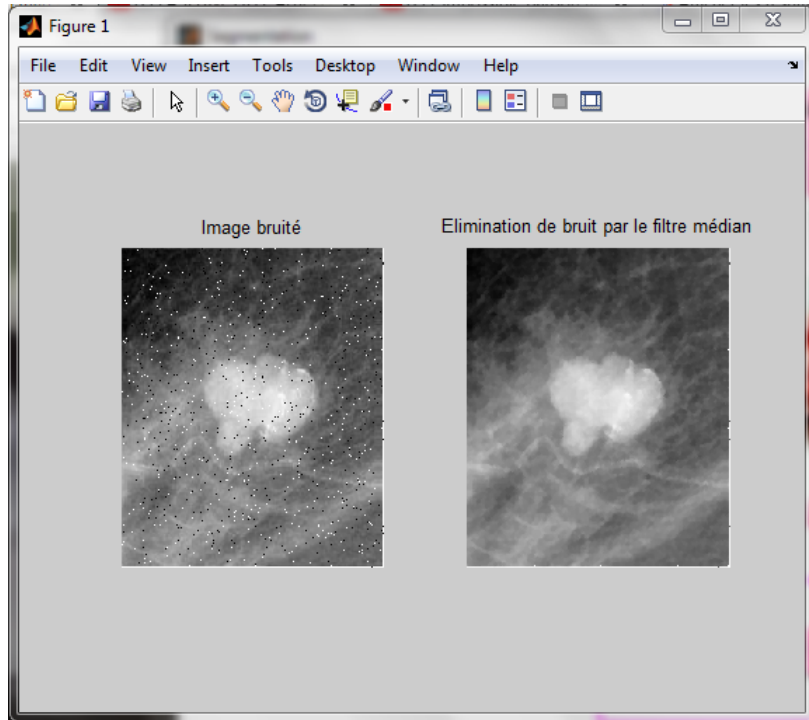


FIGURE 3.11 – résultat d'élimination de bruit.

En exécutant le bouton « LPE », l'interface suivante apparaît :

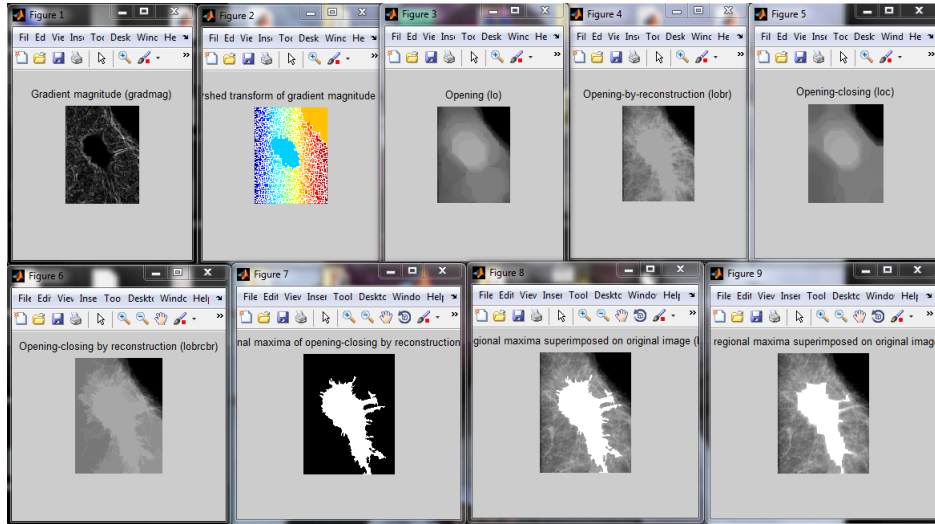


FIGURE 3.12 – résultat de LPE.

Le bouton « Contour actif » nous mène aux résultats suivants :

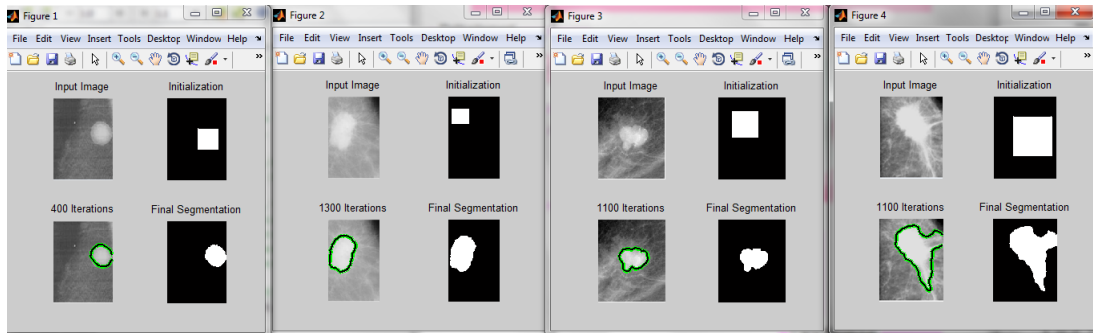


FIGURE 3.13 – résultat de contour actif.

Le bouton « suivant » nous donne :

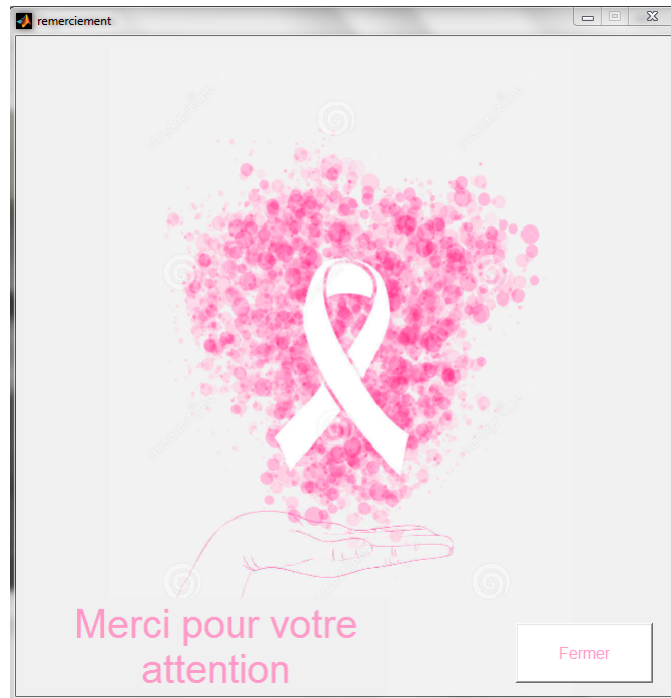


FIGURE 3.14 – Remerciement.

Enfin le bouton « Retour » nous renvoie à l'interface de l'accueil.

3.4 Conclusion

D'après les résultats d'expérimentation LPE est la méthode la plus adéquate pour l'extraction des masses dans une image mammographie. Le calcul de la surface permet de faire une première hypothèse de classification. La forme du contour est visible, l'œil de l'expert permettra de décider de protocole à suivre.

CONCLUSION GÉNÉRALE

La segmentation joue un rôle très important dans le traitement et l'analyse d'images médicales. Elle nécessite des connaissances sur le type et la qualité d'images à traiter.

Dans ce mémoire nous avons présenté les méthodes de segmentation adaptées aux images médicales plus précisément l'image mammographie. Nous avons développé deux algorithmes de segmentation des masses dans les images mammographies basés sur l'analyse de région (LPE) et de contour (contour actif) pour faciliter la détection des masses du sein et d'aider le radiologue au diagnostic. Pour ce faire nous avons procédé en premier lieu à un pré-traitement des images. Cette étape primordiale dans le processus de segmentation permet d'éliminer le bruit et d'améliorer le contraste.

Les algorithmes que nous avons utilisés ont donné des résultats satisfaisants, la masse a été bien isolée et le contour bien détecté ce qui permet de faire une première classification selon la forme de la tumeur.

Le calcul de surface effectué permet de classer la tumeur selon sa malignité ou bénignité. Mais pour une reconnaissance automatique de type de la masse et pouvoir la classer selon le tableau de BIRADS (page 12) nous proposons comme perspectives :

- La reconnaissance automatique de texture pour le calcul de la densité.
- La classification automatique de type de contour pour plus de rapidité dans le diagnostic.

CONCLUSION GÉNÉRALE

- Détermination automatique du protocole que le patient doit suivre, pour accélérer la détection des tumeurs malignes/ bénigne et la prise en charge rapide des patientes.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] MECHTA Chahinase.INTERPRETATION DES IMAGES DE MAMMOGRAPHIE PAR L'ONTOLOGIE,mémoire pour l'obtention du diplôme de Magister en Informatique,2012/2013.
- [2] CHEIKHROUHO Imene.Description et classification des masses mammaires pour le diagnostic du cancer du sein,thèse pour l'obtention du titre de Docteur en Traitement des images et du signal, 27 juin 2012.
- [3] CHEKKAF Hamza , TOUIL Ibrahim.Segmentation des masses dans les images mammographiques,mémoire pour l'obtention du diplôme de Master en Informatique,20112012.
- [4] Abdelkrim Meziane, N.E.I Bachari et Q. Naili, «La Détection Automatique De Foyers «Chauds» En Scintigraphie Osseuse»,SETIT 2005,3rd International Conference : Sciences of Electronic, Technologies of Information and Telecommunications March 27-31,2005–Tunisia.
- [5] tpebaudechahdeldicque.e-monsite.com/pages/ii-les-differents-principes-d-imagerie-medicale-2/ii-les-differents-principes-d-imagerie-medicale.html
- [6] Hector Perez-Ponce, « Corrélation Entre Les Performances Physiques Mesurées Des Détecteurs Et La Qualité Diagnostic De L'image

- En Mammographie Numérique », Thèse de Doctorat, Institut National Polytechnique de Lorraine, Mai 2009.
- [7] TOUAMI Rachida.SEGMENTATION DES IMAGES MEDICALES PAR ONDELETTES,Mémoire de Magister en Imagerie, Vision artificielle et Robotique Médicale,2010/2011.
- [8] HERBULOT Ariane.Mesures statistiques non-paramétriques pour la segmentation d'images et de vidéos et minimisation par contours actifs,thèse pour obtenir le titre de Docteur en Sciences Automatique, Traitement du Signal et des Images,10 octobre 2007.
- [9] Diane Lingrand, Introduction au Traitement d'images, Paris, Éditions Vuibert, 2^eédition 2008.
- [10] BENDAOUD Mohammed Habib. développement de méthodes d'extraction de contours sur des images à niveaux de gris,thèse pour l'obtention du diplôme de doctorat,le 27/02/2017.
- [11] Michaël FONTAINE.Segmentation non supervisée d'images couleur par analyse de la connexité des pixels,thèse pour l'obtention le grade de DOCTEUR en Automatique et Informatique Industrielle,18 décembre 2001.
- [12] Mélanie Mahot.Détection et analyse des structures morphologiques linéaires pour l'étude des phénomènes d'érosion,rapport de stage,2006/2007.
- [13] Anatomie du sein Cancer du sein _ Institut National Du Cancer.
- [14] SAIDI Fatima Zahra. Réalisation d'algorithmes de segmentation : Application sur des images du cancer du sein,mémoire pour l'obtention de master en électronique biomédicale,27 juin 2012.
- [15] CHABANE Siham,HADDACHE Narimane,KHEMSINE Anissa. Initiation aux traitements d'images bas-niveau, mémoire pour l'obtention de licence en informatique,14 juin 2015.

Liens internet

- [16] www.contrelecancer.ma/site_media/uploaded_files/Guide_de_detection_pre%20des_cancers_du_sein_et_du_col_de_lute%20Crus.pdf
- [17] <http://sante-medecine.journaldesfemmes.com/contents/132-cancer-du-sein-symptomes-et-traitement>
- [18] <https://www.bordet.be/fr/infosmed/brochure/sein/techniq.htm>
- [19] <http://www.cbef.org/fr-fr/central/AboutBreastHealth/KnowYourRisk/Pages/Breast-Density.aspx>
- [20] <http://www.indexsante.cachroniques284imagerie-medicale.php>
- [21] www.futura-sciences.com/sciences/definitions/physique-rayon-x-1002
- [22] www.cancer.ca/fr-ca/cancer-information/diagnosis-and-treatment/tests-and-procedures/mammography/?region=qc
- [23] www.futura-sciences.com/sante/definitions/medecine-irm-8096/
- [24] www.ai.univ-paris8.fr/amsi/PGSI1516S1/docs/wiki_Filtre_median.pdf/
- [25] <http://www.tsi.enst.fr/pages/enseignement/ressources/mti/Tomita/nagao.htm>
- [26] http://www.UMR5124.univ-montp2.fr/page_microscope/page1analyse.htm
- [27] http://glotin.univtln.fr/MCBIR/Segmentation_images_principes.pdf
- [28] <http://www.tsi.enst.fr/pages/enseignement/ressources/beti/lpe2/lpe/lpe.htm>
- [29] <https://www.ligue-cancer.net/sites/default/files/images/localisation/cancer-canalair-in-situ-infiltrant-o.jpg>
- [30] <http://docplayer.fr/docs-images/26/8638358/images/62-0.jpg>

Résumé

L'imagerie médicale joue un rôle important dans le dépistage de cancer. Dans ce travail on s'intéresse au cancer du sein en étudiant les images mammographies. Deux algorithmes de segmentation de masse sont développés sur les images mammographies, l'un est basé sur l'analyse de région(LPE) et l'autre s'appuie sur les contour(contour actif). Ces techniques de segmentation détectent automatiquement une masse à partir d'une image mammographie.
mots clés : Traitements d'images, image mammographie, Segmentation, région, Contour.

Abstract

Medical imaging plays an important role in cancer screening. In this work we are interested in breast cancer by studying mammography images. Two mass segmentation algorithms are developed on the mammography images, one based on the region analysis (LPE) and the other based on the contour (active contour). These segmentation techniques automatically detect a mass from a mammography image.

keywords : Image processing, image mammography, Segmentation, region, Outline.