

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITE MOULOUD MAMMARI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE.

Mémoire de Fin d'Etudes de MASTER ACADEMIQUE

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Génie électrique

Spécialité : **Electronique biomédicale**

Présenté par

Lila IGOUDJIL

Thème

Mise au point d'une interface de prétraitements d'images mammographiques

Mémoire soutenu publiquement le ...13.../...07.../ 2015..... devant le jury composé de :

M Prénom NOM

OUALLOUCHE Fethi MA /A

M Prénom NOM

AMEUR Zohra Professeur

M Prénom NOM

AMER MEDJKANE Samia MA /A

M Prénom NOM

BOULIFA Mina MA /A

Titre : « Prétraitements des images mammographiques »

Résumé :

L'importance que revêt l'imagerie médicale tient d'abord au fait qu'une image est un concentré d'information bien plus efficace qu'un texte ou qu'une explication verbale. L'interprétation de ces images est l'un des domaines de recherche les plus encourageants, étant donné qu'il offre des facilités pour le diagnostic et les décisions thérapeutiques d'un grand nombre de maladies tel que le cancer du sein, qui est le cancer le plus fréquent chez la femme. Détecté tôt, il peut être guéri dans 9 cas sur 10. Il est donc essentiel de faire les mammographies de dépistage.

L'objectif de ce travail est d'améliorer la qualité visuelle de l'image mammographique, les effets des bruits (parasites) doivent être éliminés en lui faisant subir un prétraitement, et pour cela on a proposé une interface graphique dans le but de faire un prétraitement pour les images mammographiques et pour faire ce travail la présentation de l'anatomie du sein et du cancer du sein sont nécessaires.

Quelques méthodes de prétraitement ont été testées sur des images mammographiques avec notre interface tel que le filtrage, binarisation, dilatation etc.

Mots-clés :

Cancer du sein, mammographie, prétraitement, masses, microcalcification, diagnostic, opacités, morphologie mathématique, binarisation, histogramme, filtrage.

REMERCIEMENTS

Ma profonde gratitude et sincères remerciements vont à ma promotrice madame Z.AMEUR pour son suivi, sa disponibilité, son orientation et ses remarques pertinentes et précieuses.

Je remercie chaleureusement les membres du jury pour l'honneur qu'ils me font en acceptant de juger ce mémoire de fin d'études.

Je remercie mes enseignantes CHILALI, BOUDJEMAA du département automatique et A.BEKHTAOUI.

Enfin, je remercie toutes les personnes ayant contribué de près ou de loin au bon accomplissement de notre travail.

DÉDICACES

Je dédie ce modeste travail

- ✓ *À mes chers parents qui m'ont soutenu tout au long de mes études et surtout pour réaliser ce mémoire et dont le rêve était toujours de nous voir réussir.*
- ✓ *À mes chers frères Nafaa, Rafik, Sarah, Sabrina.*
- ✓ *À ma grand-mère & à la mémoire de mes grands parents.*
- ✓ *À mes chers cousins & cousines.*
- ✓ *À mes amies qui m'ont aidé de près ou de loin en particulier Celia, Lydia et Nassima.*
- ✓ *À mon cher fiancé Sofiane.*

Lila



Table de matière :

CHAPITRE I : Contexte mammographique et cancer du sein

| | |
|--|-----------|
| I.1 Introduction | 1 |
| I.2 Anatomie du sein | 1 |
| I.2-1 Cancer du sein | 2 |
| I.2-1-1 Les symptômes | 3 |
| I.2-1-2 Les facteurs de risque | 5 |
| I.2-1-3 Cancers du sein non invasifs | 5 |
| I.2-1-4 Cancers du sein invasifs | 5 |
| I.2-2 Comment découvre-t-on un cancer du sein? | 5 |
| I.3 La Mammographie | 6 |
| I.3-1 La première image radiologique | 6 |
| I.3-1-1 L'imagerie médicale | 7 |
| I.3-1-2 Optimisation en imagerie médicale | 7 |
| I.3-1-3 Représentation des images numériques | 7 |
| I.3-2 Définition d'une mammographie (imagerie par rayons x) | 7 |
| I.3-2-1 Corrélation entre l'anatomie et les images mammographiques | 8 |
| I.3-3 De film radiologique aux clichés Numérisés | 9 |
| I.3-3-1 La numérisation indirecte | 9 |
| I.3-3-2 La mammographie numérique | 9 |
| I.3-4 Les artéfacts dans une mammographie | 10 |
| I.3-4-1 Etiquettes du film mammographique | 11 |
| I.3-4-2 Artefacts radiopaque | 12 |
| I.4 Les pathologies mammaires | 12 |
| I.4-1 Les microcalcifications (Mcs) | 12 |
| I.4-1-1 Morphologie | 12 |
| I.4-1-2 Distribution | 14 |
| I.4-2 Les opacités du sein | 16 |
| I.4-2-1 L'analyse des opacités mammaires | 16 |
| I.4-2-2 La densité | 18 |
| I.5 Conclusion | 19 |

CHAPITRE II : Les différentes techniques de prétraitement d'image

| | |
|--|-----------|
| II .1 Introduction | 20 |
| II.1-2 quelques Caractéristiques d'une image numérique | 20 |

| | |
|---|-----------|
| II.2 binarisation | 20 |
| II.2-1 L'utilité de la binarisation | 21 |
| II.3 Histogramme | 21 |
| II.3-1 Modifications d'histogrammes | 22 |
| II.3-2 Egalisation de l'histogramme | 22 |
| II.3-3 normalisation d'histogramme | 23 |
| II.3-4 L'égalisation adaptative d'histogramme | 24 |
| II.4 Le filtrage | 25 |
| II.4-1 Les filtres linéaires | 25 |
| Le filtre moyen | 25 |
| Le filtre gaussien | 26 |
| II.4-2 Les filtres non linéaires | 27 |
| Le filtre Médian | 27 |
| Le filtre anisotropique | 27 |
| II.5 La morphologie mathématique | 27 |
| II.5-1 L'élément structurant | 28 |
| Caractéristique de l'élément structurant | 28 |
| II.5-2 Erosion | 29 |
| II.5-3 Dilatation | 29 |
| II.5-4 Ouverture | 30 |
| II.5-5 Fermeture | 31 |
| II.5-6 Le gradient morphologique | 32 |
| II.6 Les filtres morphologiques | 33 |
| II.6-1 Transformation chapeau haut de forme | 33 |
| II.6-2 Filtres Alternés Séquentiels (FAS) | 34 |
| II.7 Conclusion | 35 |

CHAPITRE III : Mise au point d'une interface graphique pour un prétraitement d'images mammographiques

| | |
|---|-----------|
| III.1 Introduction | 36 |
| III.2 L'obtention des images mammographiques | 36 |
| III.2.1 Définition de l'image bruitée | 36 |
| III.3 Présentation de l'interface graphique | 37 |
| III.4 Histogramme | 38 |
| III.5 Binrisation | 41 |
| III.6 Filtrage | 43 |

| | |
|--------------------------------------|-----------|
| III.7 Dilatation | 44 |
| III.8 Chapeau haut de forme | 45 |
| III.9 Conclusion | 46 |
| Conclusion générale | 47 |
| Références Bibliographiques : | 48 |

Liste des figures :

| | |
|--|----|
| Figure I.1 : Anatomie interne du sein | 2 |
| Figure I.2 : 76 % des cancers surviennent après 50 ans | 4 |
| Figure I.3 : Schéma des étapes du processus radiologique | 7 |
| Figure I.4 : Les composants d'une mammographie | 8 |
| Figure I.5 :(a)-Mammographie numérique et (b)- Clichés associés..... | 10 |
| Figure I.6 : les artéfacts d'une image mammographies..... | 11 |
| Figure I.7 : Etiquettes du film mammographique | 11 |
| Figure I.8 :exemples de marqueurs opaques sur une mammographie | 12 |
| Figure I.9 :Les différents types de microcalcifications | 13 |
| Figure I.10 : Les différentes distributions des microcalcifications | 15 |
| Figure I.11 : Les différentes formes possibles d'une masse | 16 |
| Figure I.12 : Les différents contours possibles d'une masse | 17 |
| Figure I.13 : Densité mammaire | 18 |
| | |
| Figure II.1 : exemple de binarisation d'imag | 21 |
| Figure II.2 exemple d'Image en niveau de gris et son histogramme | 22 |
| Figure II.3 : Exemple d'égalisation d'histogramme..... | 23 |
| Figure II.4 : exemple de normalisation d'image | 24 |
| Figure II.5 : Image amélioré par égalisation d'histogramme adaptative | 24 |
| Figure II.6 : Exemple de filtre Moyenneur | 25 |
| Figure II.7 : Exemple de filtre Gaussien | 26 |
| Figure II.8 : Exemple de filtre Médian | 27 |
| Figure II.9 : exemple du filtrage anisotropique | 27 |
| Figure II.10 : Elément structurant | 28 |
| Figure II.11 : Exemple d'image érodé | 39 |
| Figure II.12 : Exemple de dilatation d'image | 30 |
| Figure II.13 : Exemple d'ouverture d'image | 31 |
| Figure II.14 : Exemple de fermeture d'image..... | 32 |
| Figure II.15 : Exemple du gradient morphologique..... | 33 |
| Figure II.16 : Application de la transformation « chapeau haut de forme blanc »..... | 34 |
| Figure II.17 : Filtrage alterné séquentiel d'une image en niveau de gris | 35 |
| | |
| Figure III.1 : page d'accueil | 37 |
| Figure III.2 : Interface graphique pour réaliser le prétraitement des images mammographiques..... | 38 |
| Figure III.3 : Des images mammographiques avec des microcalcifications..... | 39 |
| Figure III.4 : histogrammes d'image mammographique avec microcalcifications | 40 |
| Figure III.5 : Des images mammographiques avec masse | 40 |
| Figure III.6 : histogrammes d'image mammographique avec masse..... | 41 |
| Figure III.7 : images mammographiques binarisées | 42 |
| Figure III.8 : Images mammographiques filtrées..... | 43 |
| Figure III.8 : Images mammographiques dilatées..... | 44 |
| Figure III.9 : chapeau haut de forme..... | 45 |
| Figure III.10 : chapeau haut de forme binarisée..... | 45 |

Liste des tableaux :

| | |
|--|---|
| Tableau I.1 : Critères de distinction entre tumeurs bénignes/ malignes..... | 3 |
| Tableau I.2 : Atténuation radiologique des composants mammaires..... | 9 |

Liste des

| | |
|----------------------|-----------|
| (II.1) | 20 |
| (II.2) | 22 |
| (II.3) | 22 |
| (II.4) | 23 |
| (II.5) | 29 |
| (II.6) | 30 |
| (II.7) | 30 |
| (II.8) | 31 |
| (II.9) | 32 |
| (II.10) | 34 |
| (II.11) | 34 |



Introduction générale :

Le cancer du sein représente l'un des enjeux prépondérants dans le domaine de la santé publique. En effet, il s'agit d'un cancer menaçant la vie de la plupart des femmes.

Environ une femme sur dix est touchée par cette maladie durant son existence. Cependant, la réduction du taux de mortalité causée par ce type de cancer ainsi que la favorisation des chances de guérison ne sont possibles que si la tumeur a été prise en charge dès les premiers stades de son apparition. Dans l'objectif d'assurer le dépistage précoce d'une telle tumeur, les radiologues ont été amenés à augmenter la fréquence des mammographies notamment pour la tranche d'âge la plus concernée. On s'intéresse dans notre cas d'étude aux systèmes de Diagnostic Assisté par Ordinateur (DAOx) qui sont essentiellement constitués de quelques méthodes de prétraitement. Une telle démarche nécessite une certaine connaissance concernant les pathologies mammaires, la morphologie des masses et des microcalcifications. [26]

Dans le premier chapitre, le cancer du sein est défini afin de justifier l'importance accordée à ce type de cancer. Une orientation vers la mammographie nécessite l'étude de l'anatomie du sein afin d'établir le lien avec la technique elle-même. Ensuite, une présentation des différents examens mammographiques à savoir le dépistage et le diagnostic mettent en relief le besoin d'automatiser la lecture des mammographies. Puis, nous détaillerons les caractéristiques (morphologie, distribution, forme, contour...) des lésions mammaires qui sont les microcalcifications et les masses.

Dans le deuxième chapitre, nous décrirons les différentes méthodes des prétraitements d'images, et nous nous intéressons à quelques méthodes telles que la binarisation, l'histogramme, le filtrage, la morphologie mathématique et le filtre morphologique, dans le but de faciliter aux médecins le diagnostic des images mammographiques.

Dans le troisième chapitre, nous avons étudié la manière dont les images sont acquises ainsi que la présentation de l'interface élaborée pour traiter les images mammographiques et quelques méthodes utilisées pour le prétraitement de quelques images mammographiques sélectionnées.

Nous terminons notre travail par une conclusion générale



*CHAPITRE I : Contexte
mammographique et
cancer du sein*

I.1 Introduction :

Chaque année l'Algérie enregistre 9000 nouveaux cas de cancer du sein. Environ 3500 de femme décèdent annuellement. Il est avéré que 50% des femmes algériennes pour qui on a dépisté un cancer de sein, sont déjà à un stade avancé. Aujourd'hui, dans de nombreux pays, le cancer du sein chez la femme est le cancer le plus fréquent. C'est un problème de santé publique majeur qui continue à être la première cause de mortalité chez les femmes à travers le monde. Comme pour la majorité des cancers, le risque d'en être atteinte augmente avec l'âge. Ceci est pratiquement inexistant chez la fillette et très peu courant chez l'adolescente, bien qu'exceptionnel chez l'homme, souvent ignoré. Il touche fréquemment les femmes de plus de 40 ans, ceci associé au fait que la densité de la glande mammaire est moins importante à cet âge. Selon les spécialistes, 70% d'entre elles sont de rhésus O+, qui semble être un récepteur hormonal de la maladie. Dans 80% des cas, l'ablation du sein se présente comme une obligation et une urgence pour sauver la vie de la patiente.

L'incidence de cette lourde pathologie reste croissante en Algérie et il n'existe pas, jusqu'à l'heure actuelle, des programmes de dépistage organisés.

Différentes études ont confirmé que c'est la détection en stade précoce des cancers qui peut en diminuer le risque menaçant la vie de la plupart des femmes.

Dans ce cas, la mammographie reste la technique de référence incontournable pour l'exploration du sein, la plus performante en matière de surveillance et de dépistage précoce du cancer du sein. Elle permet de mettre en évidence des anomalies telles que les opacités et les calcifications qui peuvent traduire des lésions malignes.

I.2 Anatomie du sein:

Organe pair et symétrique de forme hémisphérique, situé en avant du thorax, entre la troisième et la cinquième côte, au-dessus du muscle grand pectoral. Une coupe longitudinale passant par le mamelon (Figure I.1). La glande mammaire se divise en 15 à 20 unités glandulaires indépendantes, lobes mammaires, divisés en lobules par des cloisons conjonctives, qui s'achèvent en douzaines de minuscules bulbes, acini, base de tout raisonnement physiopathologique du sein. Les lobes, lobules et bulbes sont reliés entre eux par les canaux galactophores, qui se terminent par un canal unique s'abouchant au niveau du mamelon, situé au centre d'une zone pigmentée, l'aréole. La plus grande partie du sein est constituée de tissu adipeux qui comble l'espace situé entre les différentes structures du sein.

En période d'allaitement, les lobules fabriquent du lait et les canaux le transportent vers le mamelon où il est tété par le bébé. Les tissus mammaires baignent dans des liquides lymphatiques qui permettent d'éliminer les différents déchets telles que les cellules mortes. La circulation lymphatique du sein est importante dans la mesure où elle va déterminer les lieux où l'on retrouvera des métastases lors de cancer. [1]

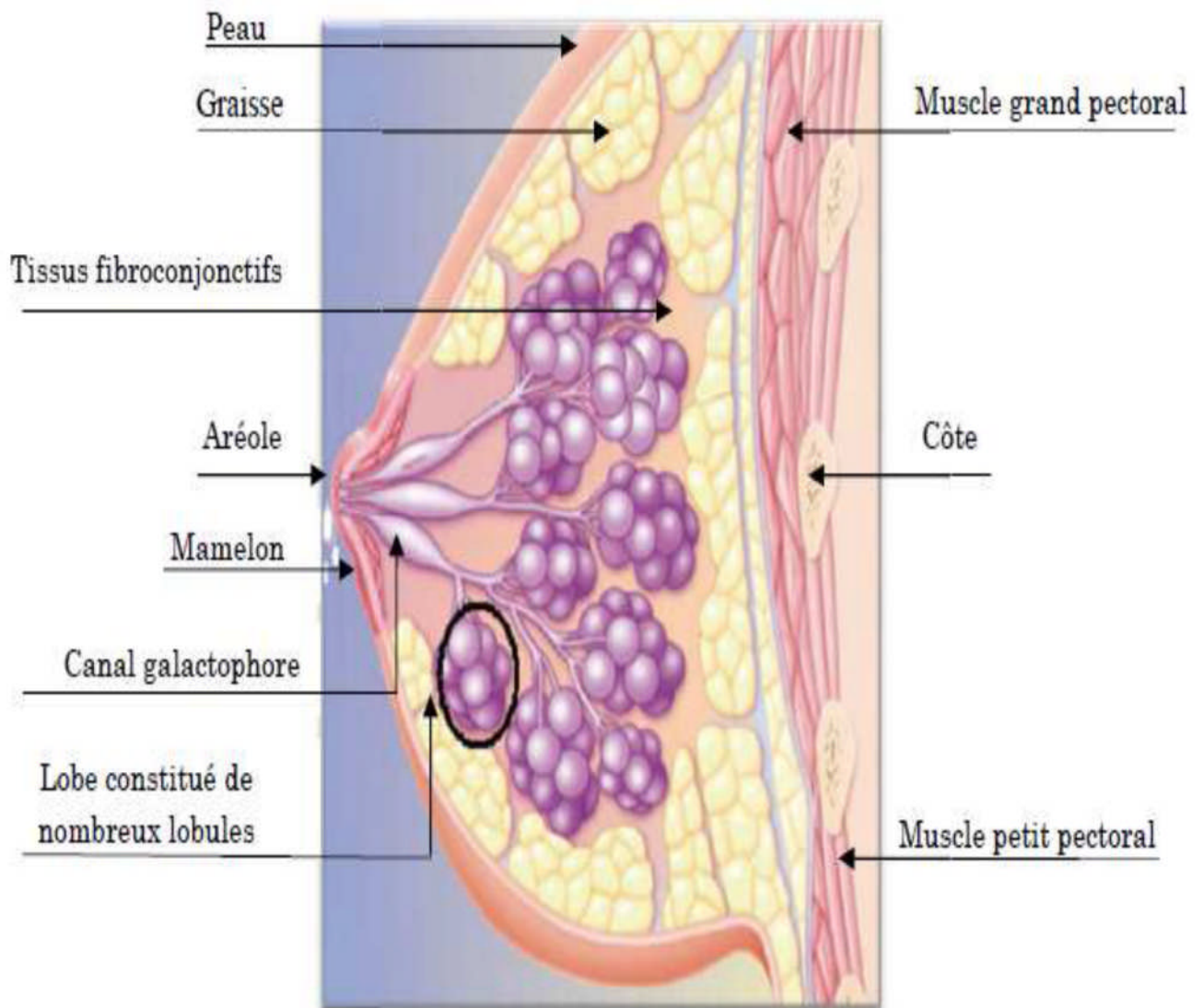


Figure I .1 : Anatomie interne du sein

I.2.1 Cancer du sein :

Le cancer du sein est une tumeur maligne se développant à partir des cellules constituant la glande mammaire. Comme tout cancer, c'est une maladie due initialement à la perturbation d'une cellule, ou d'un groupe de cellules (cellules de la glande mammaire) dont le génome (ensemble des gènes), au sein du noyau cellulaire a été endommagé par des éléments d'agression chimiques ou physiques provenant soit de l'environnement de l'individu (en pénétrant par exemple par voie digestive ou respiratoire), soit de l'intérieur même de son organisme. Dans un cancer du sein, comme dans tous les cancers, les manifestations spécifiques témoignant de la perturbation des cellules sont au nombre de trois :

1) la multiplication perpétuelle et anarchique des cellules entraînant la formation d'une grosseur destinée à se développer progressivement.

2) la pénétration des cellules dans les tissus et organes voisins. (Alors que dans une tumeur bénigne, les cellules anormales ne font que repousser les tissus de voisinage, ici elles pénètrent l'intérieur même de ces tissus, les dissocient et les détruisent progressivement).

3) la capacité des cellules de s'échapper de la tumeur, d'essaimer à distance dans un quelconque organe et d'y former une nouvelle tumeur (une métastase) semblable la première.

Grâce aux résultats de la recherche, on connaît mieux aujourd'hui le cancer du sein, Ces études ont permis d'améliorer son diagnostic et son traitement.

Il y a deux grandes catégories de tumeurs sont connues :

- Les tumeurs bénignes.
- Les tumeurs malignes ou cancers.

| Tumeurs bénignes | Tumeurs malignes |
|---|---|
| Bien limitée | Mal limitée |
| Encapsulée | Non encapsulée |
| Histologiquement semblable au tissu d'origine | Plus ou moins semblable au tissu d'origine (dédifférenciation, différenciation aberrante) |
| Cellules régulières | Cellules irrégulières (cellules cancéreuses) |
| Croissance lente | Croissance rapide |
| Refoulement sans destruction des tissus voisins | Envahissement des tissus voisins |
| Pas de récurrence locale après exérèse Complète | Récurrence possible après exérèse supposée totale |
| Pas de métastase | Métastase(s) |

Tableau I .1 : Critères de distinction entre tumeurs bénignes/ malignes.

I.2-1-1 Les symptômes :

- Une bosse au sein, qu'elle soit fixe ou mobile. Il s'agit du symptôme le plus fréquent.

Note : La plupart des bosses détectées au sein ne sont cependant pas cancéreuses.

- Des écoulements spontanés provenant du mamelon.
- Une rétraction du mamelon (le mamelon est tourné vers l'intérieur).
- Un changement d'apparence de la peau d'un sein : épaissement ou durcissement (Peau d'orange), rougeur inhabituelle, chaleur, changement (desquamation) de la peau autour du mamelon.
- Un changement inhabituel de grosseur ou de la forme d'un sein, creux (rétraction de la peau) ou voussure (bombement).

I.2-1-2 Les facteurs de risque :

Un certain nombre de facteurs de risque ont été identifiés :

- **L'âge:** Le cancer du sein est plus fréquent chez les personnes plus âgées.

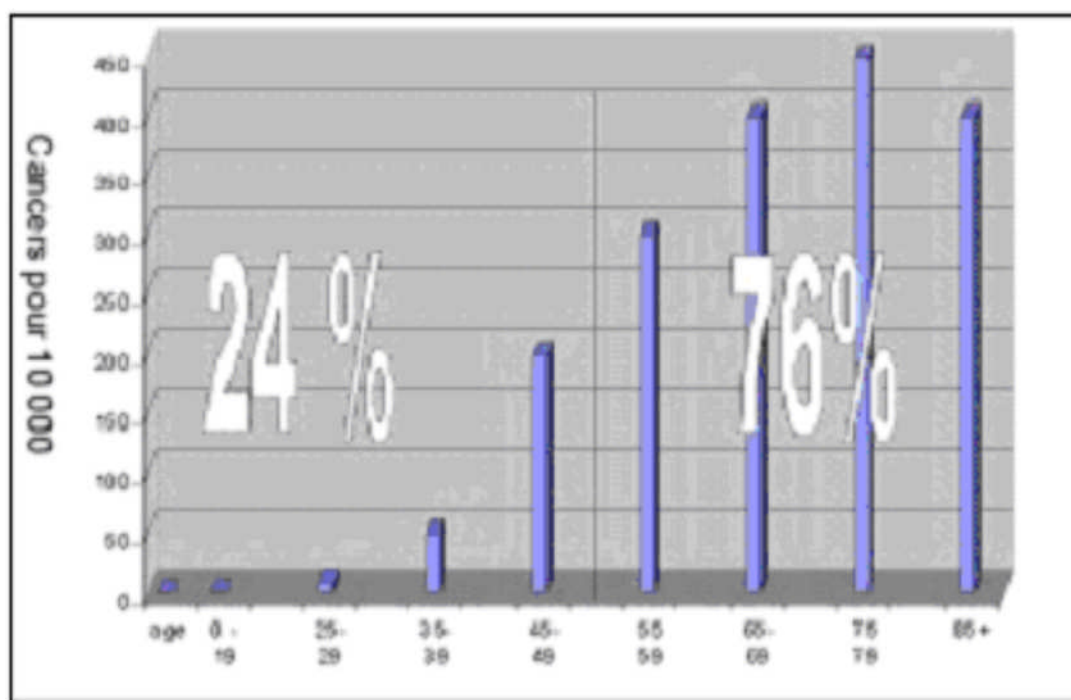


Figure I.2 : 76 % des cancers surviennent après 50 ans

- **Antécédents familiaux :** de 5 % à 10 % des cancers du sein sont héréditaires.
- **Les antécédents personnels:** Le fait d'avoir déjà eu un cancer à un sein accroît le risque qu'un second cancer.

- **L'exposition à l'hormone œstrogène endogène:** Il s'agit de l'œstrogène produit par l'organisme.
- **L'hormonothérapie post-ménopause:** elle augmente le risque de cancer du sein chez les femmes qui la suivent ou qui l'ont suivi pendant les 5 dernières années.
- **L'alcool:** une consommation modérée d'alcool (de n'importe quelle sorte) augmente le risque du cancer du sein.
- **La maladie fibro-kystique:** Le risque du cancer du sein semble nul dans la catégorie des maladies non-proliférations qui incluent: kyste, fibroadénome, mastite, adénome, ectasie canalaire et fibrose.
- **L'exposition à des produits chimiques cancérogènes:** Le fait d'être en contact avec des produits chimiques présents dans l'environnement (les pesticides organochlorés (DDT), les parabènes, etc.) pourrait participer à la formation d'un cancer du sein.

I.2-1-3 Cancers du sein non invasifs :

On parle de cancer du sein " non invasif " ou " in situ ", ceci signifie qu'il existe des cellules cancéreuses dans le tissu mammaire et qu'elles se développent et se divisent de manière anormale. Elles sont présentes uniquement dans les canaux galactophores (c'est-à-dire les canaux amenant le lait au mamelon) et ne se sont pas propagées dans le tissu mammaire ou dans d'autres parties du corps. Le nom officiel de cette condition est carcinome canalaire in situ. Ces cancers sont plus facilement à traiter que les cancers, qui envahissent les tissus voisins.

Dans 90 % des cas, les cancers du sein non invasifs sont de type canalaire (ils se forment à l'intérieur des canaux de lactation), les 10 % restants étant de type lobulaire [9].

I.2-1-4 Cancers du sein invasifs :

Les cancers du sein sont dits " invasifs " ou " infiltrant " lorsque les cellules cancéreuses ne restent pas confinées à leur lieu d'origine et, envahissent les tissus avoisinants, les ganglions locaux (dits ganglions axillaires et situés sous l'aisselle) et, parfois, le reste du corps [4].

Elles s'accumulent alors dans les ganglions lymphatiques voisins. On dit qu'il existe un envahissement ganglionnaire.

Les cellules cancéreuses ont tendance à migrer dans d'autres organes ou parties du corps et à y développer de nouvelles tumeurs qu'on appelle métastases. On dit dans ce cas, que le cancer est métastatique. Tous les cancers ne se comportent pas de la même façon. C'est la raison pour laquelle, il est nécessaire d'envisager un traitement adapté à chaque cancer.

Toutes les thérapies ont pour but de supprimer les cellules cancéreuses. En l'absence de traitement adapté, le cancer risque d'évoluer plus vite.

I.2-2 Comment découvre-t-on un cancer du sein?

Un cancer du sein est le plus souvent diagnostiqué à quatre occasions:

1) Lors de la découverte de symptômes par la patiente elle-même :

Lorsqu'une femme découvre une boule ou une anomalie au niveau du sein (écoulement par le mamelon, mamelon rétracté, asymétrie ou ride) ou dans une aisselle, il est important de consulter un médecin pour qu'il réalise les examens nécessaires (C'est la mammographie qui permet de réaliser le diagnostic). Les études scientifiques montrent qu'un cancer découvert tôt a de meilleures chances de guérison. Le délai entre la découverte de quelque chose d'anormal et le début d'un traitement peut parfois sembler très long. Ce temps est nécessaire pour réaliser les examens, établir le diagnostic et définir le traitement le mieux adapté à chaque situation.

2) Lors d'une consultation de dépistage :

Lors d'une consultation ou d'un bilan de santé, le médecin généraliste ou le gynécologue proposent de chercher une anomalie du sein après avoir expliqué les raisons et les conséquences éventuelles de ce dépistage.

3) Lors d'une consultation habituelle chez le gynécologue

Lors d'une visite de contrôle, le médecin peut trouver une anomalie au niveau des seins.

4) Lors de la surveillance d'un premier cancer du sein

Lors de la surveillance d'un cancer du sein traité, le médecin vérifie qu'un second cancer de l'autre sein ne s'est pas développé.

I.3 La Mammographie :

La mammographie est une radiographie des seins. Elle permet de détecter d'éventuelles anomalies, parfois signe de cancer du sein. Elle permet d'obtenir des images des tissus intérieurs du sein à l'aide de rayons X.

I.3-1 La première image radiologique :

C'est le 8 novembre 1895 que le physicien allemand Wilhelm Konrad Röntgen (1845- 1923) découvre, dans son laboratoire de l'Université Julius-Maximilian de Würzburg, un nouveau type de rayonnement capable de traverser la matière. Ne sachant comment désigner ces rayons pénétrants et invisibles, il les nomme "rayons X", X comme l'inconnue en [5] mathématique. Wilhelm Röntgen a mis en évidence ce phénomène grâce à la fluorescence écran au platino-cyanure de baryum excité par le rayonnement issu d'un tube de Crooks mis sous tension et, totalement enfermé dans une boîte en carton. À la suite de cette découverte, il s'aperçoit rapidement que l'atténuation des rayons X varie en fonction de la densité des matériaux ou des tissus traversés. L'utilisation d'un détecteur permettant la visualisation de l'absorption différentielle des rayons X par les tissus, complète la découverte, la radiologie est née. Ceci représente une véritable révolution dans le monde médical, car il est possible de désormais, de visualiser "in vivo" et sans dommage apparent, la structure interne de l'organisme. Depuis plus de cent ans, l'évolution de l'imagerie médicale a été considérable, mais le principe découvert par Röntgen en 1895, reste toujours à la base de la radiologie moderne. Cependant, quelques semaines après la découverte des rayons X, on signalait déjà les premiers effets sanitaires dont, ils étaient responsables, comme l'apparition de brûlures sur la peau lors d'expositions importantes; l'irradiation du patient devient alors un sujet de préoccupation et tout est mis en œuvre, pour diminuer la dose administrée à celui-ci.

I.3-1-1 L'imagerie médicale :

Etudiant la physiologie des êtres vivant L'imagerie médicale est le procédé par lequel un médecin peut examiner l'intérieur du corps d'un patient sans l'opérer. L'imagerie médicale peut être utilisée à des fins cliniques pour l'établissement d'un diagnostic ou pour le traitement de pathologies mais également dans le cadre de travaux de recherche scientifique.

I.3-1-2 Optimisation en imagerie médicale :

En radiologie médicale, la qualité de l'image et la dose sont en règle générale antagoniste, c'est-à-dire que toute mesure visant à améliorer la qualité augmentera la dose. L'optimisation consiste alors à s'assurer, sous la contrainte d'une qualité suffisante pour assurer un diagnostic correct, que les conditions d'exposition soient choisies de sorte que la dose soit la plus faible possible.

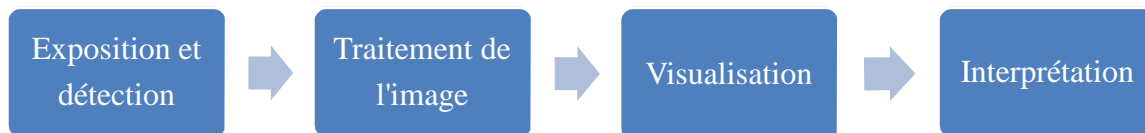


Figure I.3: Schéma des étapes du processus radiologique

I.3-1-3 Représentation des images numériques :

Une image numérique est une matrice de pixels repérés par leur coordonnées (x, y). S'il s'agit d'une image couleur, un pixel est codé par 3 composantes (r, g, b) (chacune comprise au sens large entre 0 et 255), représentant respectivement les "doses" de rouge, vert et bleu qui caractérisent la couleur du pixel. S'il s'agit d'une image en niveau de gris, il est codé par 1 composante comprise au sens large entre 0 et 255, représentant la luminosité du pixel.

I.3-2 Définition d'une mammographie (imagerie par rayons X) :

La mammographie est une technique de radiographie, particulièrement adaptée aux seins de la femme. Elle a pour but de déceler des anomalies avant qu'elles ne provoquent des symptômes cliniques. La mammographie est non seulement pratiquée dans les campagnes de dépistage du cancer du sein, mais aussi pour le diagnostic et la localisation lors d'interventions chirurgicales (ponctions). Le point fort d'un tel examen est qu'il permet d'examiner la totalité du tissu mammaire avec une ou deux incidences seulement.

L'appareil dédié à la réalisation d'une mammographie est la mammographie (figure I.4). Cet appareil se compose d'un tube radio gène générateur de rayons X de faible énergie (entre 20 et 50 keV) et d'un système de compression du sein. En premier temps, les deux seins sont comprimés à tour de rôle. Cette compression permet l'étalement des tissus mammaires ce qui facilite la visualisation des structures du sein et la réduction de la dose de rayons X délivrée.

En deuxième temps, les deux seins sont exposés à une faible dose de rayons X. On obtient, alors, une projection du sein sur un détecteur plan.

La radiographie est réalisée sur des films argentiques ou sur des systèmes de radiologie digitale de haute qualité. L'analyse de la glande mammaire est réalisée grâce aux différences de l'atténuation des différents types de tissu. [2]

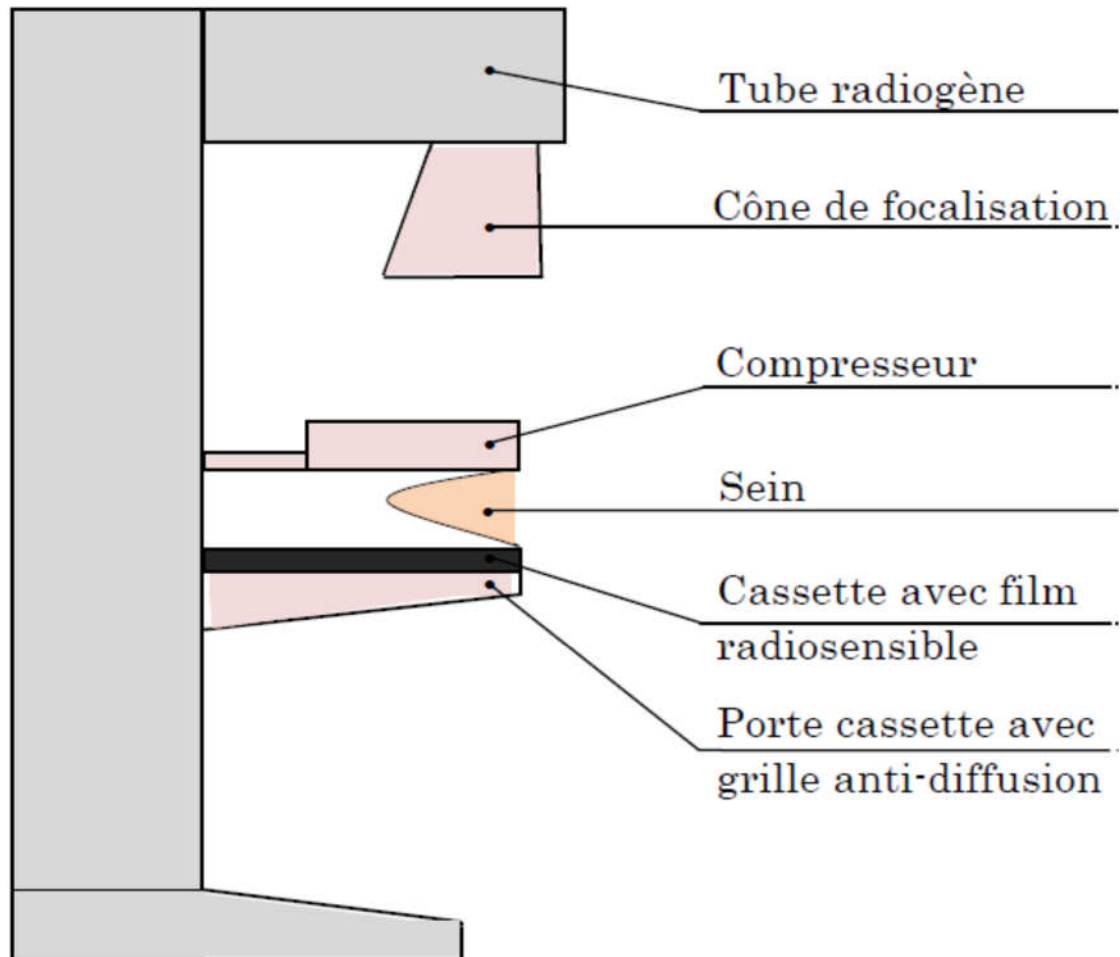


Figure I.4: Les composants d'une mammographie

I.3-2-1 Corrélation entre l'anatomie et les images mammographiques:

L'image mammographique est le résultat d'atténuation d'un faisceau de rayons X traversant les différents tissus mammaires. L'atténuation de ce faisceau dépend essentiellement de la composition des tissus traversés. En effet, la graisse est considérée comme une zone radio transparente vu qu'elle a une densité physique très légère. De ce fait, elle apparaît très sombre sur un cliché mammographique. En revanche, les zones radio opaques apparaissent claires et correspondent au tissu fibroglandulaire et au calcium qui est le composant essentiel des lésions mammaires. Pour les matières prédominantes dans le sein, nous obtenons le tableau de correspondance entre les composants du tissu mammaire, la radio opacité et l'aspect sur le cliché mammographique. En rassemblant les informations concernant l'anatomie et la radio transparence, on peut confirmer que l'aspect général d'une mammographie est sombre alors

que les zones contenant des microcalcifications ou des masses (composées de calcium) sont plus claires.

| Composant | Atténuation Radiologique | Aspect sur mammographie |
|------------------|--------------------------|-------------------------|
| Graisse | radio transparent | très sombre |
| Eau | légèrement radio opaque | sombre |
| tissu conjonctif | radio opaque | claire |
| Calcium | très radio opaque | très claire |

Tableau I.2 : Atténuation radiologique des composants mammaires

I.3-3 Du film radiologique aux clichés Numérisés :

En mammographie numérique, le traditionnel couple écran/film est remplacé par un capteur numérique qui peut-être de trois types : les écrans radio-luminescents à mémoire (ERLM), les capteurs numériques plein champ et les systèmes à balayage Parmi les systèmes de mammographie numérique disponibles, les systèmes appelés CR (Computed Radiography) utilisent des ERLM, ou plaques photostimulables. Ces détecteurs sont insérés comme une cassette dans un mammographe conventionnel. Sous l'effet des rayons X, les électrons du réseau cristallin constituant les plaques vont être excités. Les électrons excités vont être piégés dans la structure cristalline où ils vont rester stables pendant une certaine durée. Après l'exposition, la plaque est lue par un numériseur (ou lecteur de plaques) : la lecture s'effectue par un balayage d'un faisceau laser qui libère ces électrons, provoquant ainsi une émission lumineuse. La lumière émise par chaque point du capteur est collectée et convertit en signal électrique avant d'être numérisé. L'image brute ainsi obtenue, constituée de pixels, est alors traitée par des logiciels spécifiques.

Enfin, l'image traitée peut être soit visualisée sur une station diagnostic pour l'interprétation, soit être envoyée vers un système de reprographie permettant d'imprimer un film. [3]

Deux méthodes de reproduction de l'image mammographique à partir du film radiologique :

I.3-3-1 La numérisation indirecte :

S'effectue à partir d'un film et une camera CCD ou un numériseur de film à balayage laser (scanner optique) [4]. Cependant, une radiographie scannée ne contiendra jamais plus d'information que l'épreuve originale. En plus, elle conserve tous les défauts de l'image de départ (bruit, dynamique, artefacts de développement,..).

I.3-3-2 La mammographie numérique :

Le couple écran film est remplacé par un détecteur qui convertit proportionnellement une intensité de rayons X transmise par le sein en un signal électronique. La gamme dynamique d'un détecteur numérique est beaucoup plus grande que celle du couple écran film, ce qui

justifie la détection de certains détails de l'ordre de microns. Cette technologie présente de multiples avantages, manipulation des images sur des écrans d'ordinateur de haute résolution en fonction des besoins (zoom, inversion contraste, fenêtrage..) avec une dose d'irradiation moins importante. Cette technologie numérique accélère considérablement l'acquisition des images et élimine le temps consacré au développement de la pellicule, ce qui permet d'accroître l'offre d'examen des patients. [1]



Figure I.5 :(a)-Mammographie numérique et (b)- Clichés associés

La mammographie se passe exactement de la même façon, que ce soit avec l'appareil numérique ou avec l'appareil classique.

I.3-4 Les artéfacts (parasites) dans une mammographie:

Une mammographie numérisée renferme généralement deux régions distinctives: la région exposée du sein et la région non exposée. L'interprétation visuelle de la mammographie a souvent comme conséquences l'identification d'artéfacts radiopaques, qui peuvent être liés fortement au sujet compliquant ainsi la segmentation des tissus mammaires et la reconnaissance de structures anormales.

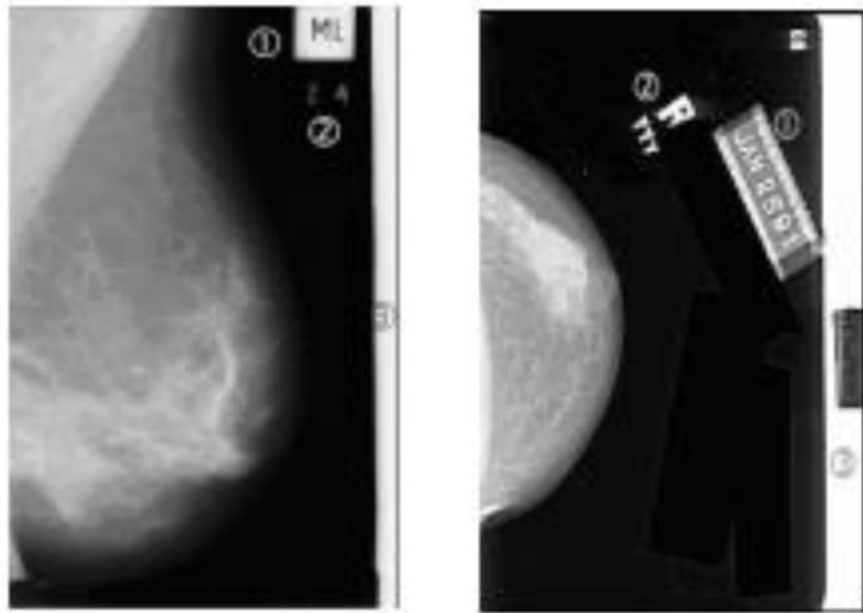


Figure I.6: les artefacts d'une image mammographies

I.3-4-1 Etiquettes du film mammographique [12] :

Les mammographies sont généralement marquées avec une certaine forme d'étiquette permanente, d'identification contenant l'information sur l'examen effectué. Ces labels, sont des indicateurs radiopaques montrant la latéralité de la mammographie (**R/L, Right/Left**) ainsi que, des indicateurs de projection **MLO /CC**

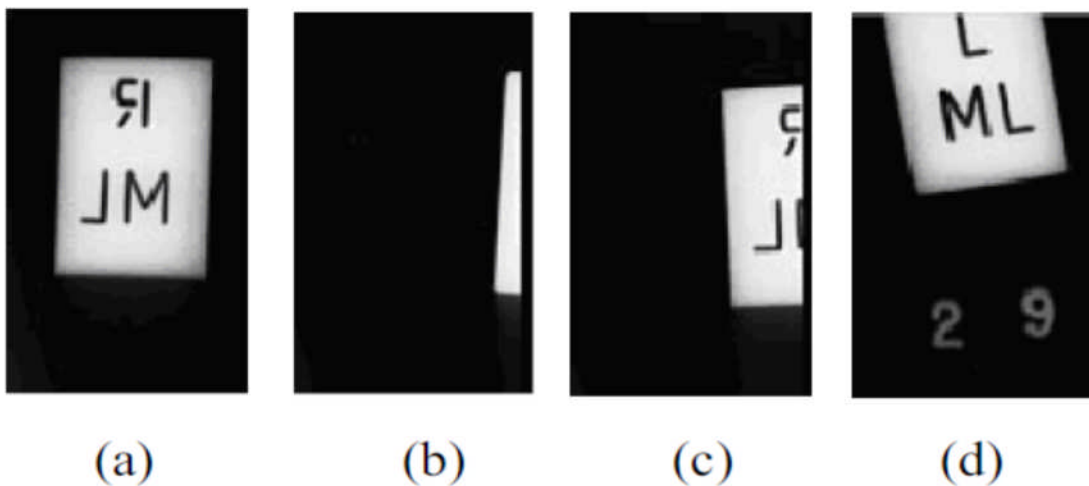


Figure I.7 : Etiquettes du film mammographique: (a) label entier et (b-c-d) labels partiels [12].

I.3-4-2 Artefacts radiopaques :

On distingue deux types d'artefacts radiopaques: les bandes de haute intensité ou les coins et les marqueurs opaques. Ces marqueurs sont des labels où le texte est en haute intensité (le rectangle englobant le texte n'existe pas). Les coins sont des bandes de haute intensité qui se situent le long du bord de la mammographie.

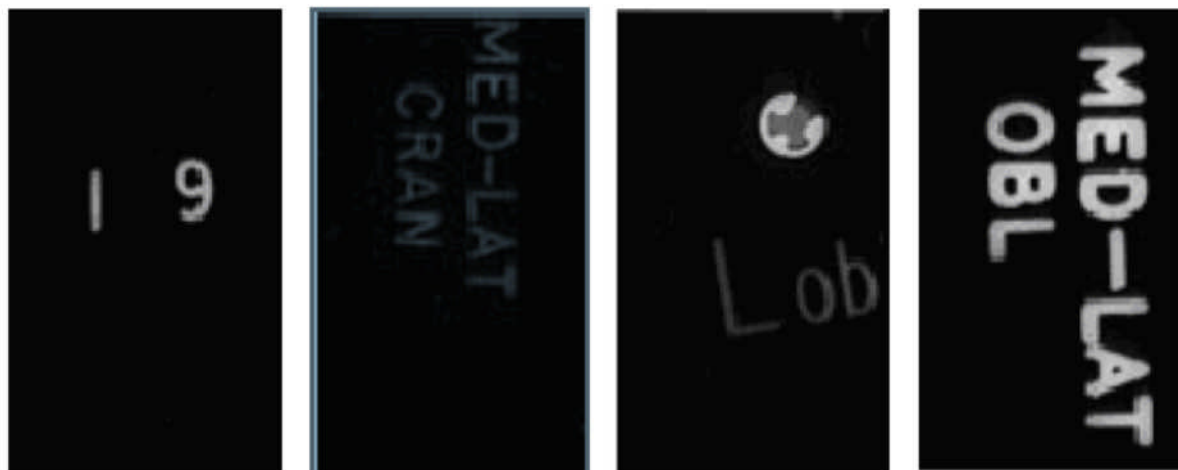


Figure I.8:exemples de marqueurs opaques sur une mammographie [12].

I.4 Les pathologies mammaires:

Il existe plusieurs pathologies mammaires, les plus importantes sont :

I.4-1 Les microcalcifications (Mcs):

Une microcalcification est un dépôt de sels de calcium composé des substances chimiques $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, CaCO_3 et $\text{Mg}_3(\text{PO}_4)_2$. Ces substances sont très radio-opaques et se traduisent, dans les clichés mammographiques par de petits points clairs. Les caractéristiques qui distinguent les microcalcifications des autres éléments sont leur fort contraste et leur petite taille ($< 0,5\text{mm}$). Une fois leur taille dépassant le 1mm , on les appelle des macrocalcifications et elles sont souvent bénignes. Les microcalcifications (notées Mcs) n'ont pas de taille minimale, ce qui fait que les plus petites d'entre elles peuvent facilement être confondues avec le bruit présent dans les images de mammographie. La description des microcalcifications permettant de décider de leur degré de suspicion inclut simultanément le critère de morphologie, de distribution et de nombre.

I.4-1-1 Morphologie:

L'analyse de la morphologie est très importante [6]. Elle permet le plus souvent la séparation des microcalcifications bénignes et malignes. Les microcalcifications 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 microcalcifications et on donne des exemples explicatifs de chaque cas dans la figure.

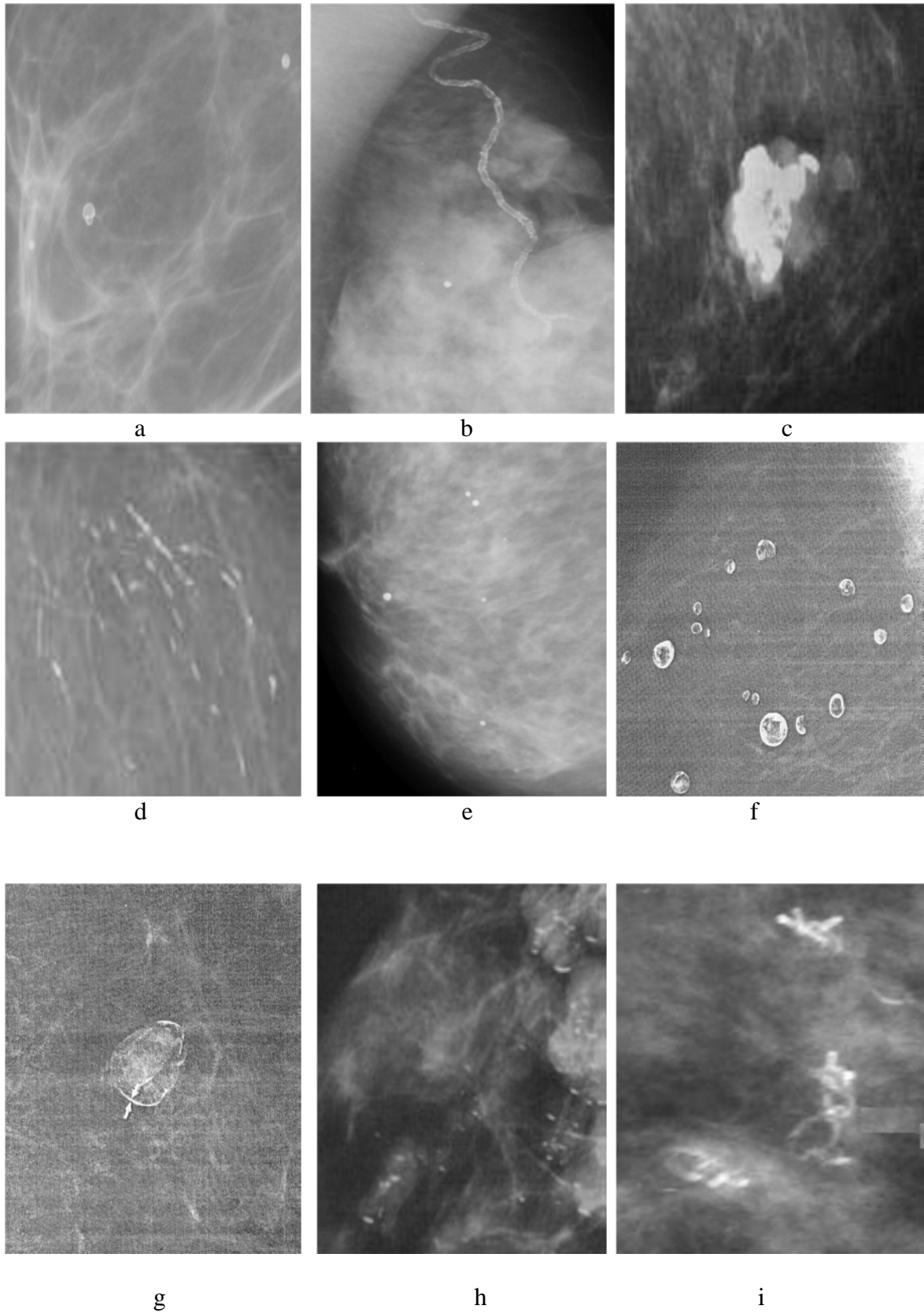


Figure I.9: Les différents types de microcalcifications

a) Microcalcifications cutanées ou dermiques : elles présentent typiquement un centre clair. Des clichés en incidence tangentielle sont souvent utilisés pour confirmer la localisation cutanée de ces microcalcifications.

b) Microcalcifications vasculaires : ces microcalcifications en rails ou linéaires sont associées à des structures tubulaires.

c) Microcalcifications grossières ou coralliformes : elles sont de grande taille (supérieures à 2-3 mm de diamètre).

d) Microcalcifications 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) Microcalcifications rondes : elles ont une forme ronde et peuvent être de tailles variables. Lorsqu'elles mesurent moins de 0.5mm, elles sont dites punctiformes ou pulvérulentes.

f) Microcalcifications 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 microcalcifications en coquille d'œuf.

g) Microcalcifications en coquille d'œuf ou pariétales : ces microcalcifications 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) Microcalcifications 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) Microcalcifications de suture : elles correspondent à des dépôts calciques sur du matériel de suture. Ces microcalcifications sont typiquement linéaires ou tubulaires et présentent fréquemment des nœuds.

4-1-2 Distribution:

La distribution des microcalcifications est un critère fondamental. Elle présente leur répartition dans le sein et joue un rôle important dans la prise de décision de la malignité. Les différentes distributions possibles des microcalcifications sont détaillées dans ce qui suit et sont représentées dans la figure

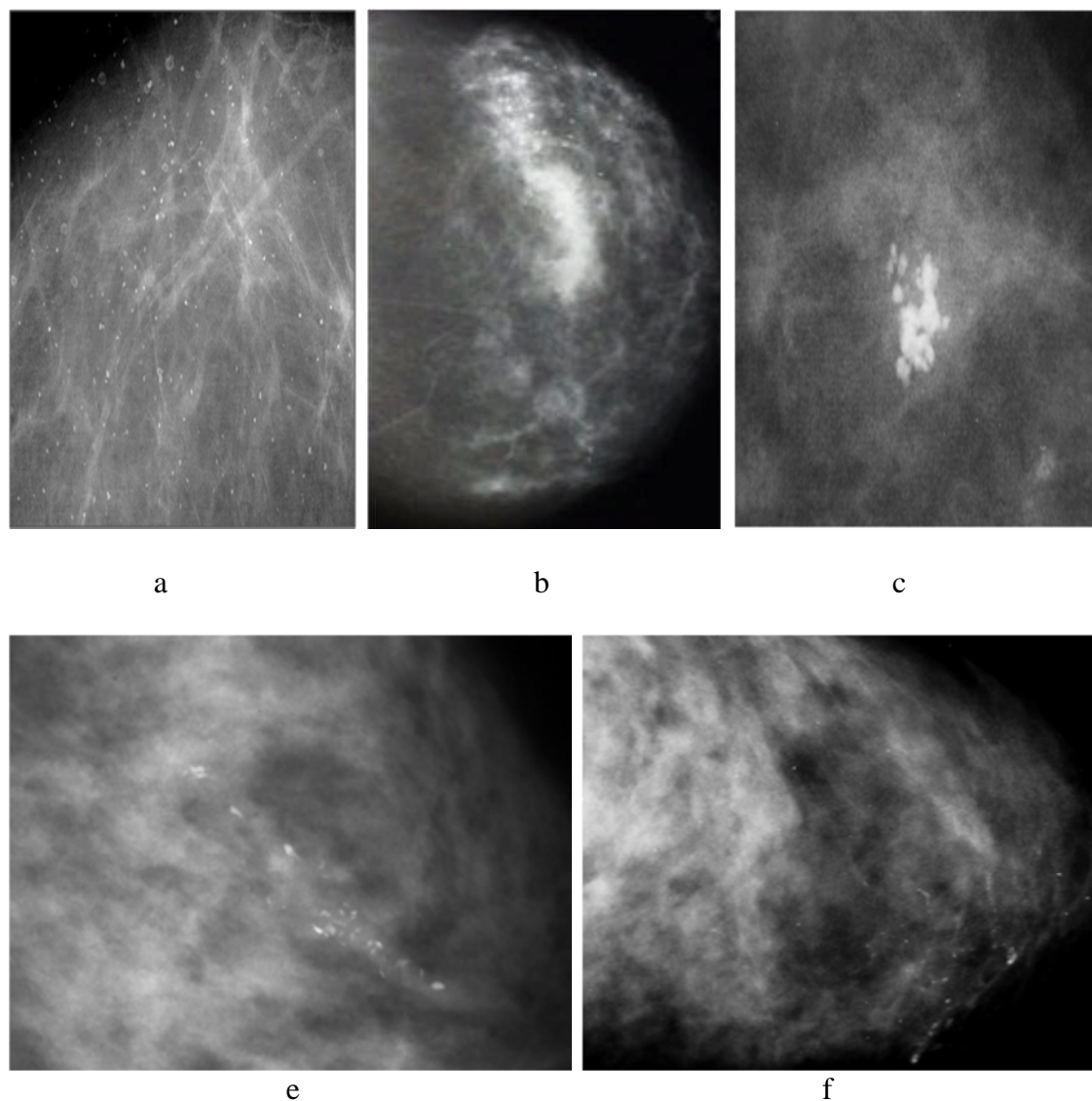


Figure I.10: Les différentes distributions des microcalcifications

a) Microcalcifications diffuses/éparses : Dans ce cas, les microcalcifications sont distribuées de façon aléatoire dans l'ensemble du sein.

b) Distribution régionale : les microcalcifications sont dispersées dans un large volume de tissu mammaire et ne présentent pas une distribution canalaire.

c) Microcalcifications groupées, en amas ou en cluster : Ces termes sont utilisés lorsque de multiples microcalcifications (au moins cinq) occupent un petit volume tissulaire.

d) Distribution linéaire : Les microcalcifications sont disposées les unes derrière les autres sous forme d'une ligne. Il s'agit généralement de dépôts calciques dans un galactophore.

e) Distribution segmentaire : Elle suggère des dépôts calciques dans des canaux galactophores ainsi que leurs branches ce qui évoque la possibilité d'un cancer mammaire étendu.

I.4-2 Les opacités du sein :

Définition :

Une opacité correspond à une plage de surdensité anormale, car les surdensités normales sont nombreuses sur un cliché mammographique. Une surdensité anormale ne se distingue pas d'une surdensité normale par un critère précis, mais par une combinaison de différentes caractéristiques : taille, densité, contour, forme, texture... C'est l'expérience qui permet au radiologue de distinguer une opacité sur une mammographie. Une surdensité sur plusieurs clichés effectués sous plusieurs incidences implique une forte présomption en faveur de l'opacité. Une opacité traduit une anomalie du tissu conjonctif ou épithélial. Elle sera donc facilement visible au niveau d'une zone grasseuse et beaucoup plus difficilement perceptible dans une zone dense de tissu conjonctif. [5]

I.4-2-1 L'analyse des opacités mammaires :

Il existe quatre critères radiologiques: la taille, la forme, le contour et la densité.

La taille : elle est variable de quelque millimètre à plusieurs centimètres. Cependant la taille ne prédit pas le caractère malin, sauf sur des clichés successifs lorsque l'on voit la taille augmenter régulièrement.

La forme : Selon la description du BIRADS [6], les masses mammaires peuvent avoir la forme ronde, ovale, lobulée ou irrégulière.

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.

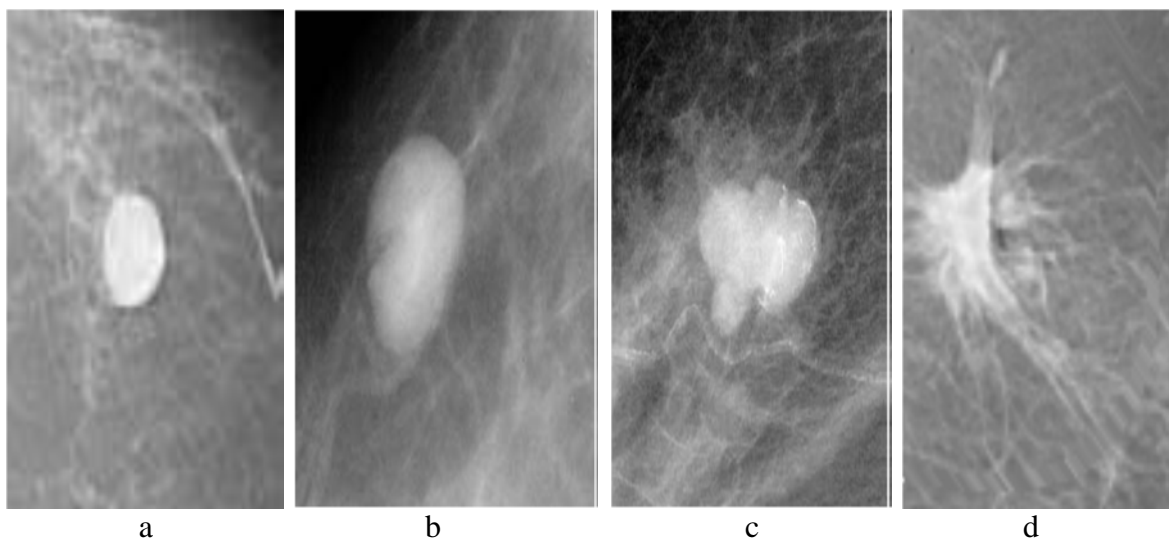


Figure I.11 : Les différentes formes possibles d'une masse

Le contour: Le contour des masses mammaires est soit circonscrit, soit microlobule, soit masqué, soit indistinct, soit spicule. On détaille dans ce qui suit ces différentes notions :

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) Microlobule : 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 peut correspondre à une infiltration.

e) Spicule : La masse est caractérisée par des lignes radiaires prenant naissance sur le contour de la masse. Ces lignes radiaires sont appelées les spicules.

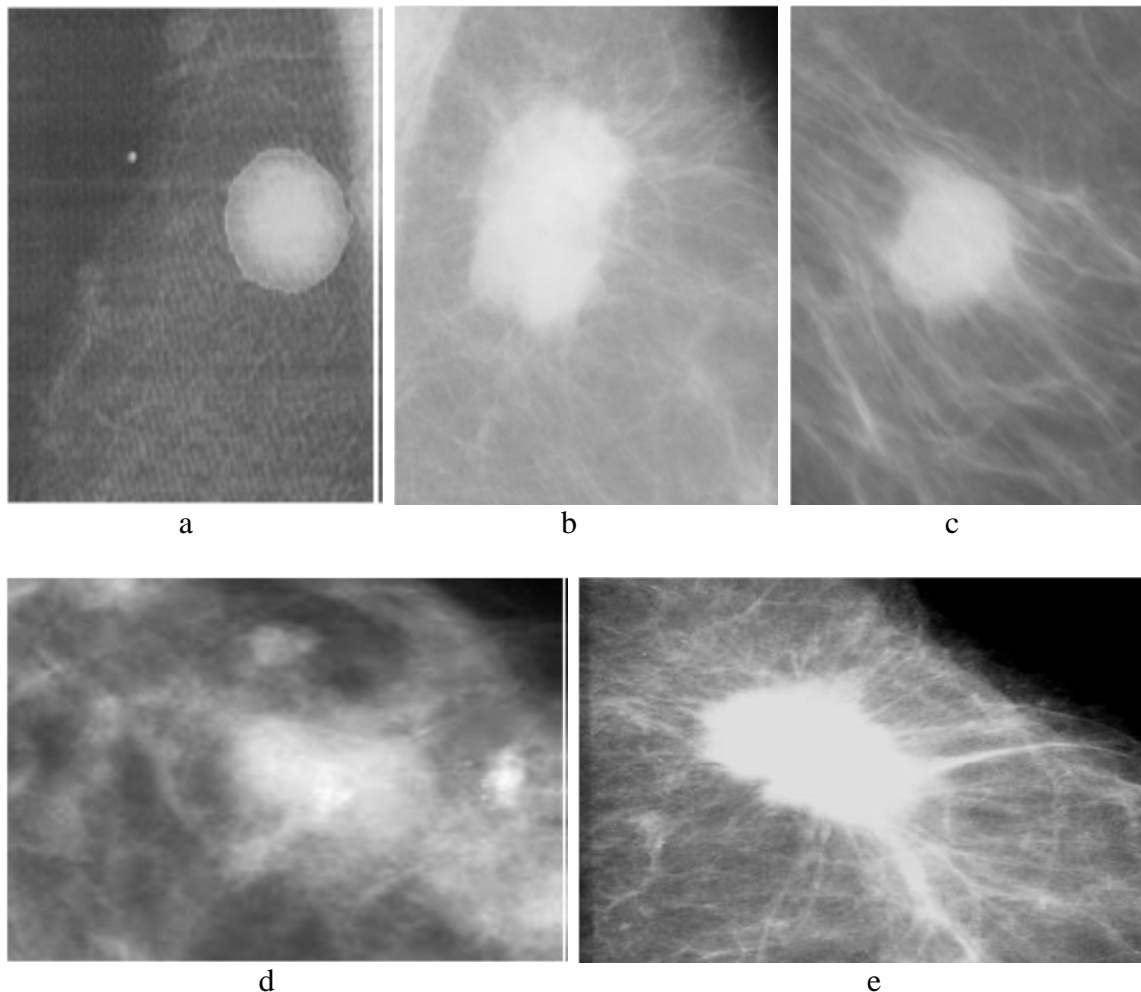


Figure I.12: Les différents contours possibles d'une masse

I.4-2-2 La densité :

L'aspect du sein normal est très variable d'une femme à l'autre. Le facteur le plus remarquable est la grande variabilité de la densité radiologique de l'aire mammaire. Wolfe est le premier qui a établi une relation entre la densité du tissu mammaire et le risque de développer un cancer. D'autres études mettent en doute ce lien [7]. Néanmoins, cette classification des tissus est utilisée dans d'autres travaux sans faire de lien avec le facteur de risque [9]. Afin de standardiser les comptes rendus mammographiques, la classification BIRADS de l'ACR définit 4 classes de la composition du sein:

a) Stade 1 : Le sein est presque entièrement graisseux et homogène, radio transparent et facile à lire (moins de 25 % de la glande mammaire).

b) Stade 2 : Il y a des opacités fibroglandulaires dispersées. Le sein est graisseux et hétérogène (approximativement 25 `a 50 % de la glande mammaire).

c) Stade 3 : Le tissu mammaire est dense et hétérogène (approximativement 51 à 75 % de la glande mammaire).

d) Stade 4 : Le tissu mammaire est extrêmement dense et homogène. La mammographie est alors difficile à interpréter puisque la densité peut masquer une lésion (plus de 75 % de la glande mammaire).

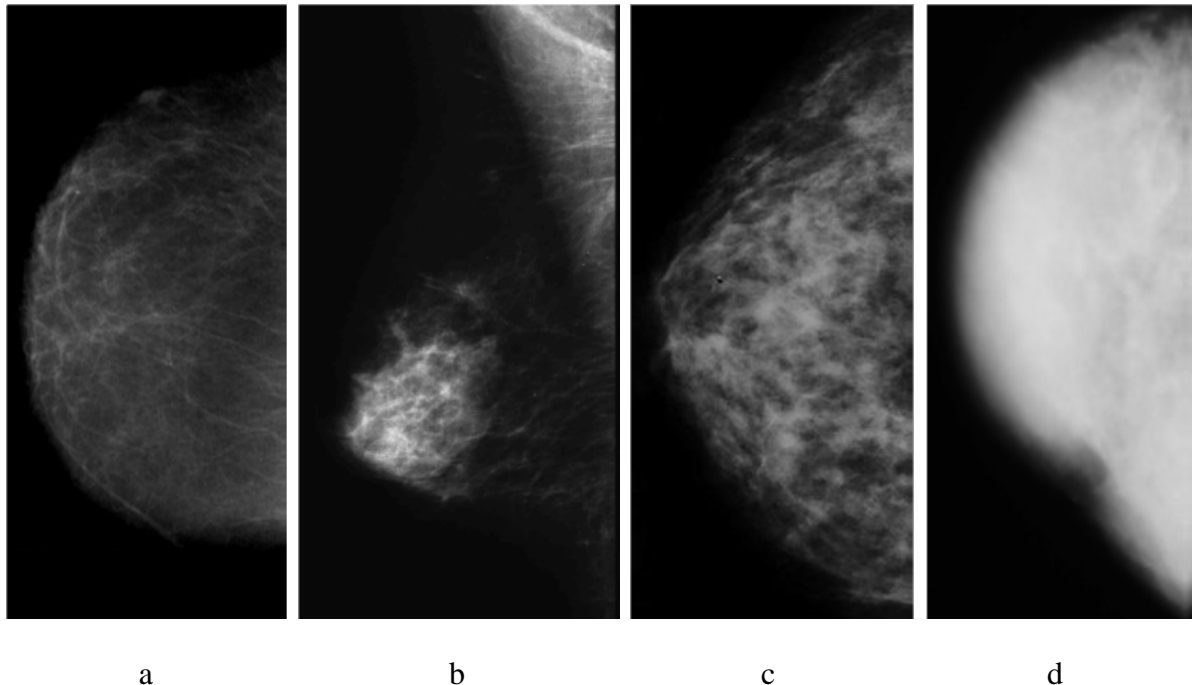


Figure I.13 : Densité mammaire

I.5 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons introduit quelques notions générales concernant l'anatomie du sein, les facteurs des risques du cancer du sein et l'apport de la mammographie.

En raison du faible contraste dans beaucoup de lésions cancéreuses et de la similitude flagrante de quelques lésions avec le tissu du sein, l'interprétation du cliché mammographique devient une tâche très difficile qui demande une très grande habileté et une forte concentration. C'est dans ce cadre que s'inscrit notre problématique de travail. En effet, la mammographie reste la technique de référence incontournable pour l'exploration du sein, la plus performante en matière de surveillance et de dépistage précoce du cancer du sein. Elle permet de mettre en évidence des anomalies telles que les opacités et les calcifications qui peuvent traduire des lésions malignes. Pour cela, nous avons besoin d'un bagage et de connaissances suffisantes sur les outils de l'imagerie médicale pour permettre le diagnostic de types de cancer qui ont été présentés.

Le prochain chapitre portera sur les prétraitements qui regroupent toutes les techniques à faire subir à une image de façon à la rendre exploitable. Le but de cette étape est d'éliminer, le plus possible, les informations non pertinentes dues au bruit résultant de l'acquisition de l'image et par conséquent, faciliter l'extraction des informations utiles à l'analyse.



*CHAPITRE II : Les
différentes techniques
de prétraitement
d'images*

II.1 Introduction :

Le prétraitement regroupe toutes les techniques à faire subir à une image de façon à la rendre exploitable. Et pour cela il est nécessaire de procéder à une correction très soignée des images. Le but de cette étape est d'éliminer, le plus possible, les informations non pertinentes dues au bruit résultant de l'acquisition de l'image, et par conséquent, faciliter l'extraction des informations utiles à l'analyse. Ce traitement consiste à améliorer les caractéristiques d'une image afin de rendre son affichage plus convenable à l'analyse. L'objectif est d'augmenter le contraste d'images afin d'accroître la séparabilité des régions. Ce chapitre traitera quelques techniques de prétraitement tel que la binarisation, le filtrage, l'histogramme, etc.

II.2 Quelques Caractéristiques d'une image numérique :

a) : Dimension : C'est la taille de l'image. Cette dernière se présente sous forme de matrice dont les éléments sont des valeurs numériques représentant les intensités lumineuses (pixel).

b) : Pixel : C'est le plus petit point de l'image. Chaque pixel a une valeur numérique qui représente le niveau de gris ou de couleur selon la nature de l'image.

c) : Voisinage d'un pixel [12] : Le voisinage d'un pixel est l'ensemble des pixels qui lui sont adjacents.

d) : Niveaux de gris : C'est la valeur numérique qui reflète l'intensité de la luminosité d'un point. Pour 256 niveaux de gris compris entre 0 et 255, chaque pixel sera codé sur 8 bits, et ses niveaux de gris seront obtenus après dégradation de la couleur noire. 0 représente le noir et 255 représente le blanc.

e) : Résolution : C'est la clarté ou la finesse des détails atteinte par un moniteur ou une imprimante dans la production d'image, sur les moniteurs d'ordinateurs. La résolution est exprimée en nombre de pixel par unité de mesure (pouce ou centimètre). On utilise aussi le mot résolution pour désigner le nombre total de pixels affichable horizontalement ou verticalement sur un moniteur; plus grand est ce nombre, meilleure est la résolution.

f) : Bruit : C'est un phénomène de brusque variation d'un pixel par rapport à ses voisins suivant un certain seuil. Il existe quatre sources de dégradation induisant le bruit, qui sont : le bruit lié au contexte d'acquisition, le bruit lié au capteur, le bruit lié à l'échantillonnage et celui lié à la nature de la scène.

II.3 Binarisation :

La binarisation appelée aussi seuillage, est la technique de classification la plus simple. Les pixels de l'image sont partagés par un seuil T en deux classes. En général, ils sont représentés par une classe de pixels noirs et une autre classe de pixels blancs. L'image est alors séparée en deux classes, une classe représentant le fond de l'image et une autre classe représentant la scène de l'image (L'objet). La binarisation permet alors de conserver l'information comprise entre 0 et T ou entre T+1 et 255. Le reste des informations est par conséquent ignoré.

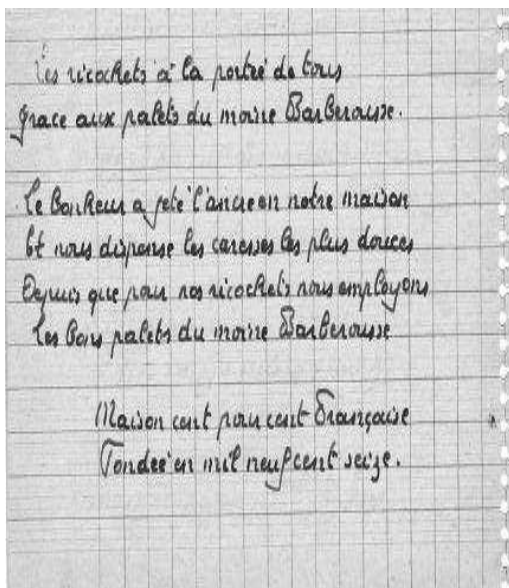
$$B(x, y) = \begin{cases} \text{Si } I(x, y) < T \text{ Alors } B(x, y) = 0 \\ \text{Sinon } B(x, y) = 1 \end{cases} \quad (\text{II.1})$$

Une technique similaire à la binarisation existe, c'est la segmentation d'image. Cependant, il ne faut pas confondre binarisation et segmentation d'image. La binarisation produit toujours deux classes alors que la segmentation peut en produire plusieurs. Toutefois, ces deux termes sont souvent confondus par abus de langage.

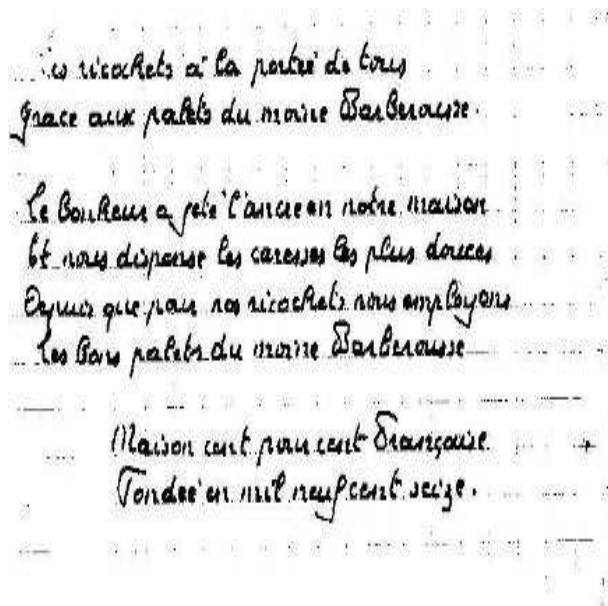
II.2-1 L'utilité de la binarisation :

La binarisation est souvent la première étape dans les systèmes de traitement et d'analyse d'images. Elle a pour but de diminuer la quantité d'informations présentes dans l'image, et de garder que les informations dont on a besoin. Les performances des étapes suivantes dans les systèmes de traitement et d'analyse d'images dépendent fortement du résultat obtenu lors de la binarisation. C'est pour cette raison que la méthode de binarisation utilisée doit être la plus adaptée possible. Elle doit, d'une part, conserver le maximum d'informations utiles présentes dans l'image de départ, et d'autre part, éliminer un maximum de bruit présent dans l'image.

Ces dernières décennies, un très grand nombre de techniques de binarisation ont été proposées avec pour chacune d'entre elles des caractéristiques différentes. Il est donc important de bien connaître le document que l'on souhaite binariser afin d'obtenir le résultat souhaité. [13]



(a)



(b)

Figure II.1 : exemple de binarisation d'image, (a) Image de départ en niveau de gris, et (b) Image binarisée.

II.3 Histogramme :

Réaliser l'histogramme d'une image, c'est compter combien il y a de pixel pour chaque valeur possible que peut prendre un pixel. Si nous avons une image en niveau de gris où les valeurs

sont représentées sur 8 bits, nous aurons un histogramme de 255 valeurs. 8 bits donne 256 valeurs possible.

Un histogramme est un graphique statistique permettant de représenter la distribution des intensités des pixels d'une image. Il fournit diverses informations comme les statistiques d'ordre (moyenne, variance,...), l'entropie, et peut permettre d'isoler des objets.

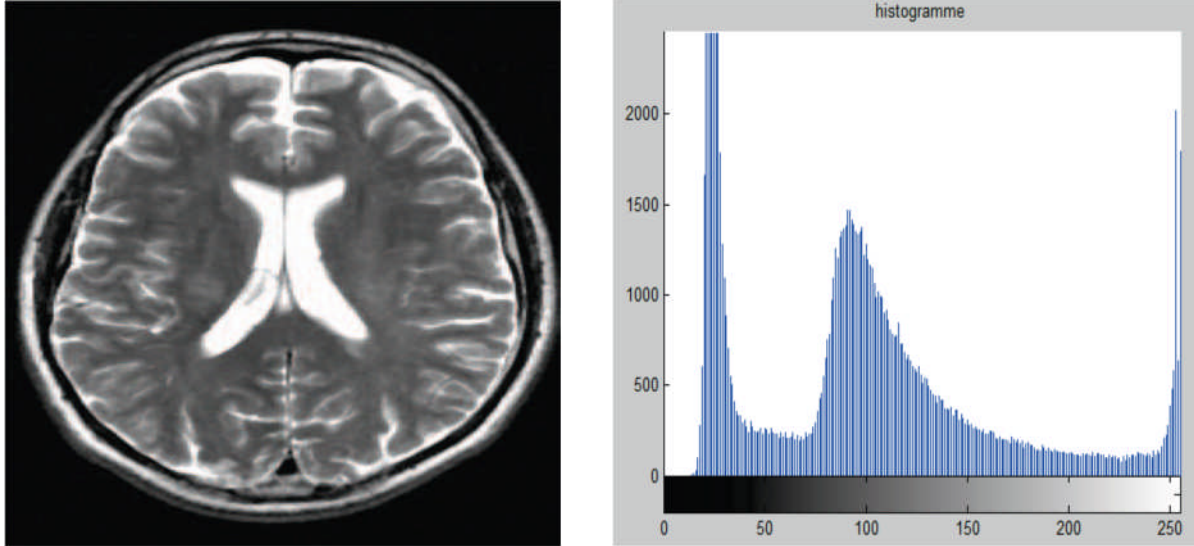


Figure II.2 exemple d'Image en niveau de gris et son histogramme

II.3.1 Modifications d'histogrammes : [14]

L'histogramme d'une image est une fonction H définie sur l'ensemble des entiers naturels :

$$H(x) = \text{card} \{p: I(p) = x\} \quad (\text{II.2})$$

$H(x)$ correspond au nombre d'occurrences de niveaux de gris présent dans l'image. Autrement dit, l'histogramme est une représentation graphique de la distribution des valeurs des niveaux de gris. Le principe de la modification d'histogramme est d'appliquer une linéarisation, afin de répartir uniformément les valeurs des pixels sur l'ensemble de l'histogramme.

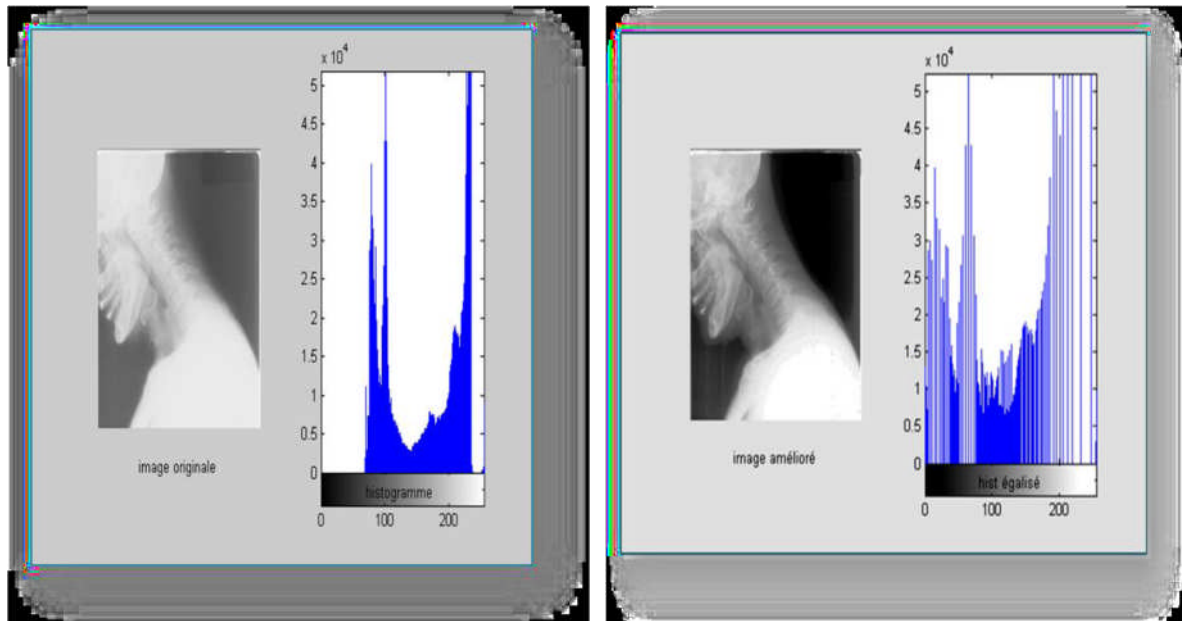
II.3.2 Egalisation de l'histogramme :

Cette opération consiste à calculer à partir de l'histogramme $H(x)$, une fonction de rehaussement des niveaux de gris f telle que l'image rehaussée J , définie par :

$$J(p) = f(I(p)) \quad (\text{II.3})$$

Puis on va avoir son histogramme H_j qui se rapproche le plus possible d'une fonction plate.

La figure suivante présente un exemple d'une image avant et après l'égalisation d'histogramme.



(a)

(b)

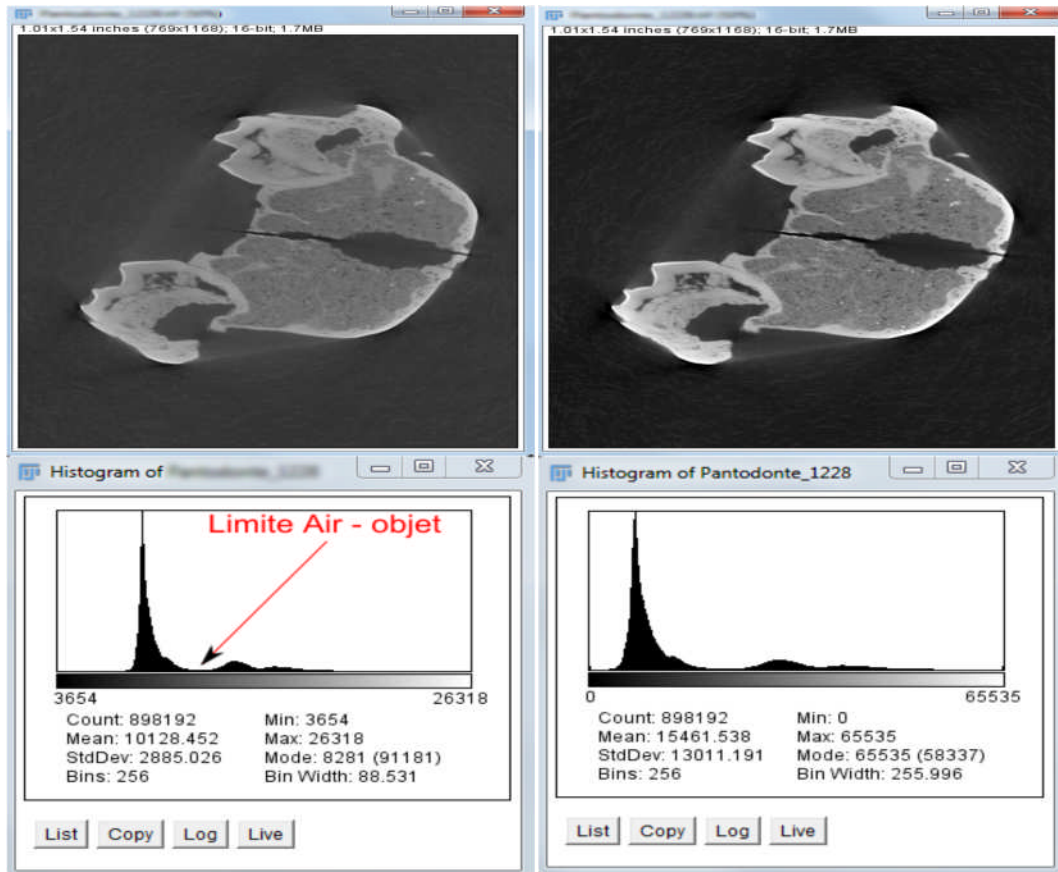
Figure II.3: Exemple d'égalisation d'histogramme, (a) avant égalisation et (b) après égalisation.

II.3.3 normalisation d'histogramme :

La normalisation consiste à étirer simplement la répartition des niveaux de gris de façon à ce qu'un certain pourcentage de pixels soit saturé. Chaque pixel de l'image se voit attribuer une nouvelle valeur p_f telle que :

$$p_f = \frac{p_i - \min}{\max - \min} * r \tag{II.4}$$

Où p_i est la valeur initiale du pixel, \min et \max les valeurs minimum et maximum des pixels de l'image initiale et r l'étendue des niveaux de gris.[15]



(a)

(b)

Figure II.4 : exemple de normalisation d'image, (a) Image Initiale, (b) Image après normalisation.

II.3.4 L'égalisation adaptative d'histogramme :

Son principe consiste à appliquer sur chaque pixel ainsi que sa région contextuelle une égalisation d'histogramme. Cette région représente en effet les pixels voisins entourant le pixel traité. L'image suivante a été améliorée pour mettre en valeur les caractéristiques visuelles des différentes régions des vertèbres afin de faciliter la tâche d'extraction des caractéristiques.[14]

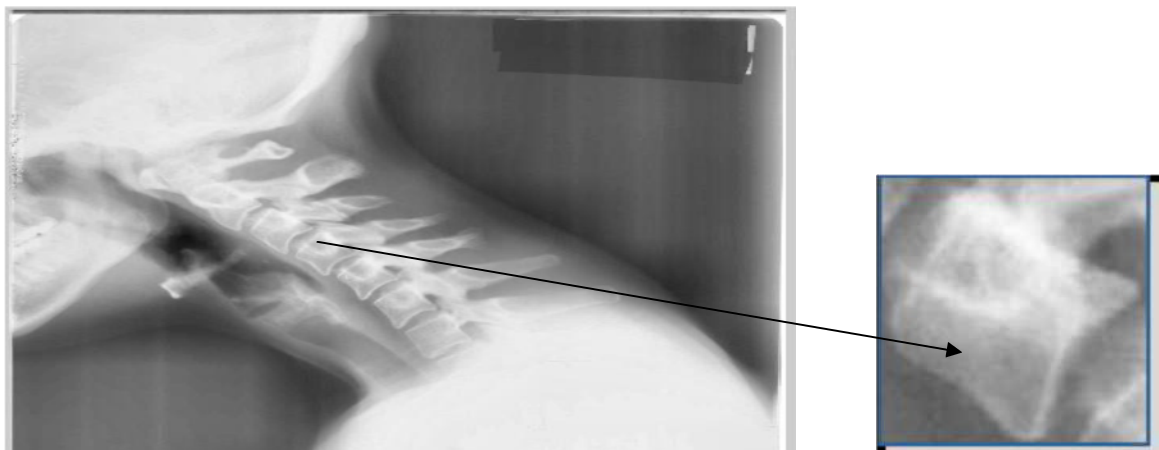


Figure II.5 : Image améliorée par égalisation d'histogramme adaptative.

II.4 Le filtrage :

Pour lutter contre les effets du bruit des images, il est nécessaire de faire des opérations de filtrage sur chaque pixel en tenant compte de son voisinage. Les opérations de filtrage, qui ont pour objet d'atténuer l'effet du bruit et faire disparaître les défauts et les perturbations continus dans une image, sont indispensables pour une bonne extraction de l'information utile. On distingue deux types de filtrage: le filtrage linéaire où la transformation d'un pixel est le fruit d'une combinaison linéaire des pixels voisins, et le filtrage non linéaire où les pixels voisins interviennent suivant une loi non linéaire.

II.4.1 Les filtres linéaires :

La classe des filtres linéaire est utilisée couramment en traitement du signal. Un opérateur f de traitement d'image est dit linéaire si : $f(a.I+b.J)=f(a.I)+f(b.J)$. Autrement dit, filtrer la somme arithmétique de deux images revient au même que de filtrer les deux images séparément, puis effectuer la somme arithmétique des résultats.[17]

- **Le filtre moyen :**

C'est un cas particulier de filtre de convolution passe-bas, qui remplace chaque pixel par la moyenne des valeurs des pixels voisins et du pixel central [17]. La taille du masque dépend de l'intensité du bruit et de la taille des détails significatifs de l'image traitée.

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Son masque pour un filtre 3*3 est :

Et voici un exemple d'application du filtre Moyenneur sur une image bruitée par un bruit linéaire. [18]

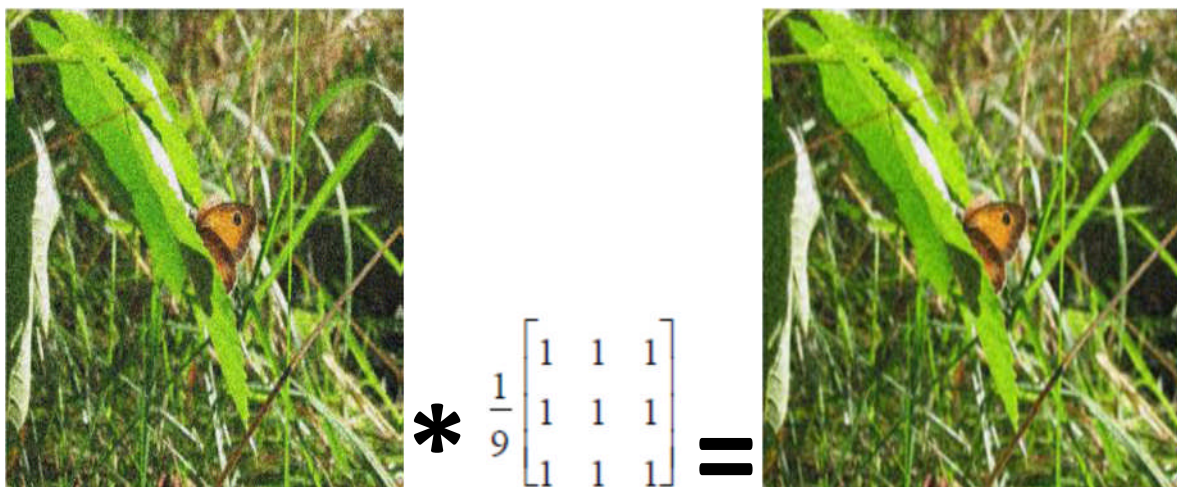


Figure II .6 : Exemple de filtre Moyenneur

- **Le filtre gaussien**

Les coefficients sont calculés en utilisant des pondérations gaussiennes. Des itérations successives permettent d'obtenir le gaussien $5*5$ (2 itérations) et le gaussien $7*7$ (3 itérations). [19]

$$\frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Les coefficients du masque pour un filtre $3*3$ sont :

Voici, un exemple d'application du filtre Gaussien sur une image bruitée par un bruit linéaire.

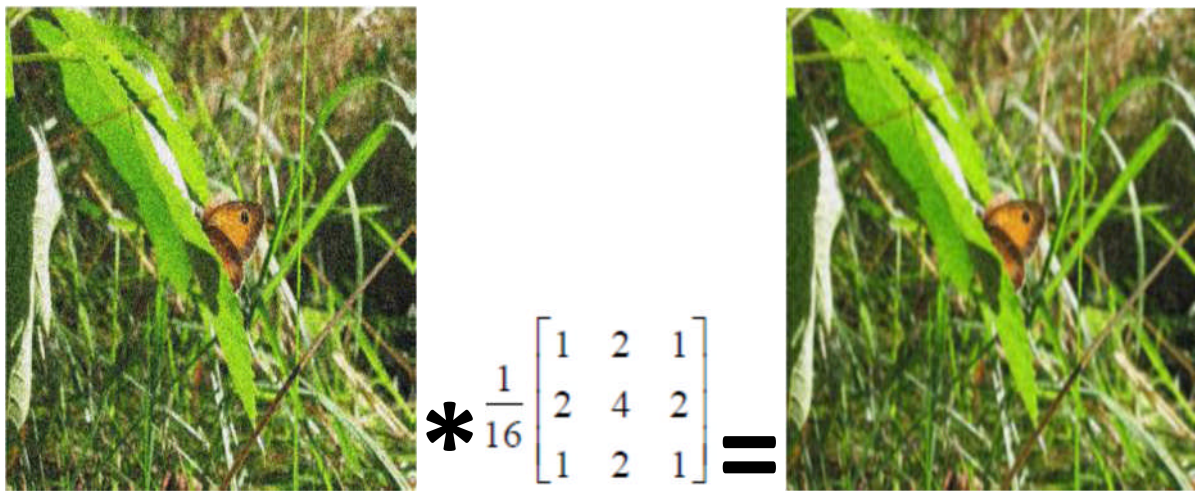


Figure II.7 : Exemple de filtre Gaussien

II.4.2 Les filtres non linéaires :

Ces opérateurs ont été développés pour pallier aux insuffisances des Filtres linéaires et principalement la mauvaise conservation des contours. Ils ont le défaut d'imposer des déformations irréversibles à l'image résultante. La théorie des filtres non-linéaires est fondée sur des bases mathématiques ou empiriques différentes [19]. Ils permettent donc de supprimer totalement le bruit dans une image, exemple : le filtre Médian.[18]

- **Le filtre Médian :**

Le filtre Médian est utilisé pour diminuer les pixels isolés, d'une valeur très différente de leur entourage. Le filtre Médian n'est pas à proprement parler un produit de convolution, mais sa mise en œuvre sur l'image est assez similaire puisqu'un masque est appliqué sur l'image et collecte les valeurs des pixels. Sur l'exemple ci-dessous le masque est un $3*3=9$ éléments. Les neuf éléments extraits de l'image sont ensuite triés dans l'ordre croissant.

La valeur médiane d'une série est par définition celle qui sépare l'échantillon en deux parties de population égale ici on voit que c'est la valeur (41) facilement repérable à cause du tri :

L'algorithme va donc remplacer la valeur originale par la valeur médiane qui vaut 41. [17]

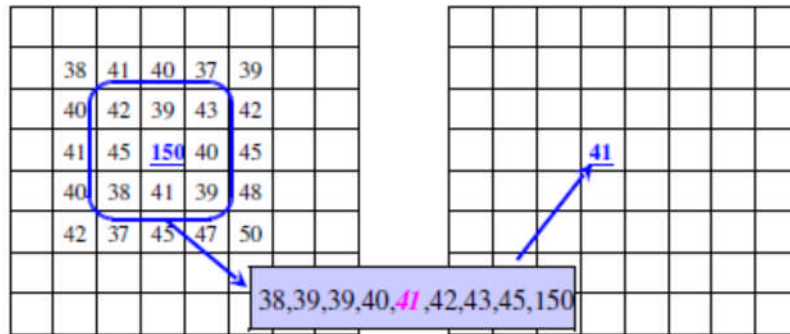


Figure II.8 : Exemple de filtre Médian

- c'est un Filtre non- linéaire.
- Élimine le bruit impulsionnel (ou sel et poivre).
- Préserve l'information de contour et peut être appliqué itérativement.
- Élimine les contours très fins.

- **Le filtre anisotropique :**

Le filtrage anisotrope est une méthode d'amélioration des textures vues obliquement. De la même manière que le filtrage bilinéaire et trinéaire, le filtrage anisotrope élimine les effets de crénelage mais améliore ces techniques en réduisant le flou et préservant le détail à des angles de vue extrêmes.[20]

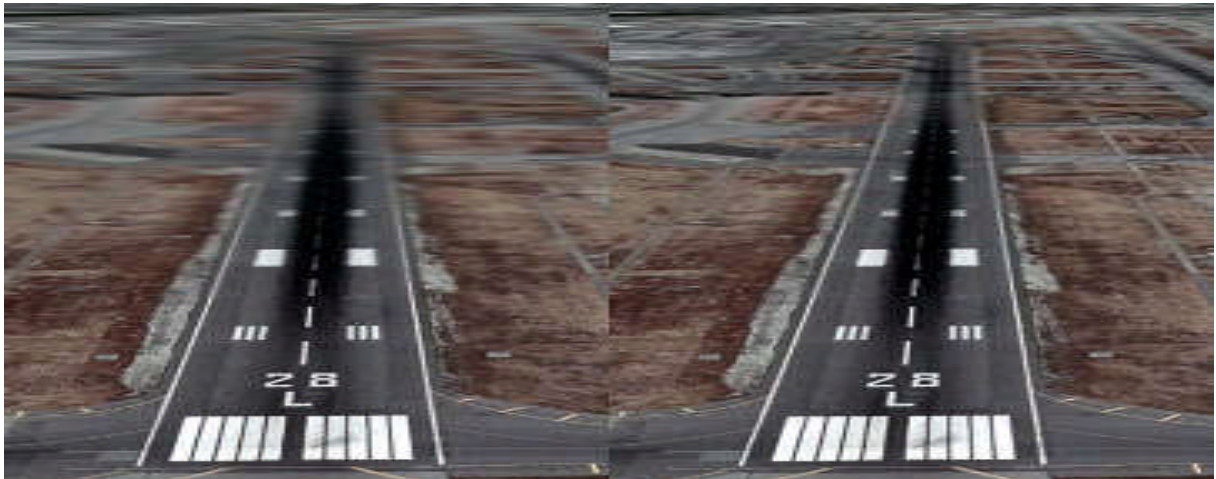


Figure II.9 : exemple du filtrage anisotropique.

Le filtrage anisotropique sert, quant à lui, à effacer l'effet de flou que l'on peut voir de loin.

II.5 La morphologie mathématique :

La morphologie mathématique est un outil très puissant et très répandu dans l'analyse et le codage d'images. Elle possède quatre opérateurs de base qui sont la dilatation, l'érosion, l'ouverture et la fermeture.

C'est une méthode d'analyse et de traitement d'image, qui permet de repérer un objet en comparant mathématiquement les données matricielles de cet objet à un modèle connu.

On appelle le modèle de comparaison utilisé l'élément structurant et les paramètres considérés lors de la comparaison sont la forme, le contraste, la couleur et l'orientation de l'objet dans l'image. La morphologie mathématique est une méthode exploitée dans plusieurs domaines d'application, lorsque la reconnaissance automatique de forme est requise. On l'utilise, par exemple, en minéralogie, en médecine (classification de cellules cancéreuses ou analyse d'images médicales en trois dimensions).[21]

II.5.1 L'élément structurant :

La comparaison est de l'appliquer sur des images ou objets binaires et on les étudie sous l'angle de leurs relations avec un ensemble fixé. Cet ensemble dont on choisit la forme et la taille est appelé Élément structurant. Les relations sont de type ensembliste (union, intersection).

Etant donné un élément structurant, l'image de départ est transformée en le translatant en tout point et en examinant si la relation entre l'objet et l'élément structurant translaté est vérifiée.

C'est selon ce principe que seront définies par exemple la dilatation et l'érosion binaire. L'élément structurant définit un voisinage autour de chaque point de l'image et ce sont donc des propriétés locales des objets qui sont ainsi mises en évidence. [22]

Caractéristique d'élément structurant

- ✓ Cette forme a une taille λ .
- ✓ Il possède une forme (géométrie connue),
- ✓ Cet élément est repéré par son origine O. L'origine O appartient généralement à l'élément Structurant mais ce n'est pas une obligation.[II.10]

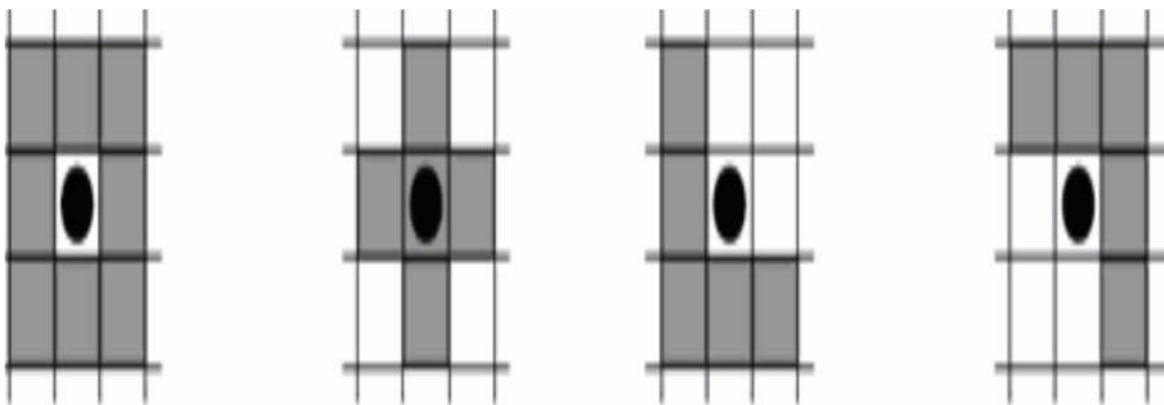


Figure II.10 : Elément structurant

II.5.2 Erosion :

L'élément structurant balaye l'image de façon à ce que son centre x passe par tous les pixels de l'image à traiter.

Pour chacune des positions de x , chacun des pixels de l'élément structurant prend la valeur du pixel de l'image sur lequel il se situe. Le pixel de l'image qui se trouve sous le pixel central de l'élément structurant prend la valeur minimale. Nous répétons cette opération pour chaque position de l'image. Ainsi nous obtenons une nouvelle image appelée image érodée.

En notant, f l'image érodée, g l'image de départ de dimension (n,m) et S l'élément structurant, l'érosion s'exprime de la manière suivante :

$$\hat{f}_{n,m}^{\epsilon} = \inf \left\{ g_{n-k,m-l} , (k,l) \in S \right\} \quad (\text{II.5})$$

L'érosion est un des opérateurs de base. Son but est de réduire les petites structures claires et d'élargir les zones sombres. Par conséquent, les objets qui sont plus petits que l'élément structurant vont disparaître. Dans certains cas, les bords ne seront pas traités.

Voici un exemple d'érosion sur une image binaire :

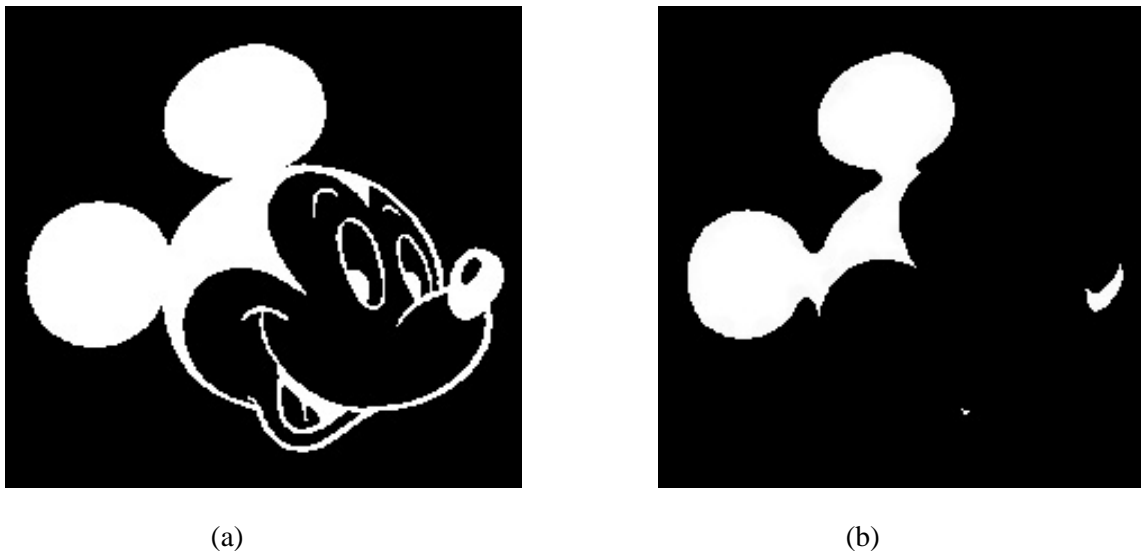


Figure II.11 : Exemple d'image érodée, (a)image initial, (b) image érodé

Globalement l'élément structurant correspond à un pinceau noir qui passe sur les contours intérieurs des formes binaires.

II.5.3 Dilatation :

L'opération de dilatation a le même principe que l'érosion. Elle consiste à affecter au pixel courant, la valeur maximale de son voisinage. En notant, f l'image érodée, g l'image de départ de dimension (n, m) et S l'élément structurant, la dilatation s'exprime de la manière suivante :

$$\hat{f}_{n,m}^{\delta} = \sup \left\{ g_{n-k,m-l} , (k,l) \in S \right\} \quad (\text{II.6})$$

Les objets vont grossir de la taille de l'élément structurant et ceux qui sont situés à une distance moins grande que la taille de l'élément structurant seront réunis. Par conséquent, les trous dans les objets seront comblés. Un exemple de dilatation sur une image binaire est donné ci-dessous:

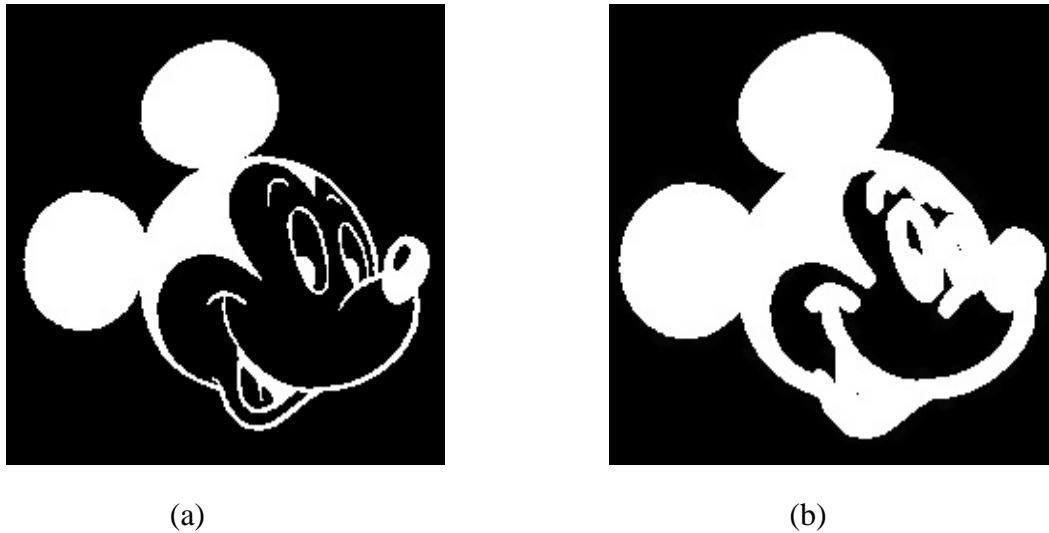


Figure II.12 : Exemple de dilatation d'image, (a) Image originale et (b) Après dilatation

Dans le cas de la dilatation, l'élément structurant correspond à un pinceau qui passe sur les contours des formes binaires.

II.5-4 Ouverture :

L'ouverture est l'application de l'opérateur érosion puis de l'opérateur dilatation avec le même élément structurant. Elle s'exprime de la manière suivante : En notant, f l'image érodée, g l'image de départ de dimension (n, m) et S l'élément structurant, l'ouverture s'exprime de la manière suivante :

$$\hat{f}_{n,m} = \sup \left\{ \hat{f}_{n-k,m-l}^{\epsilon} , (k,l) \in S \right\} \quad (\text{II.7})$$

Cette combinaison d'opérateurs va faire disparaître les petites zones claires. Voici un exemple d'ouverture sur une image binaire :

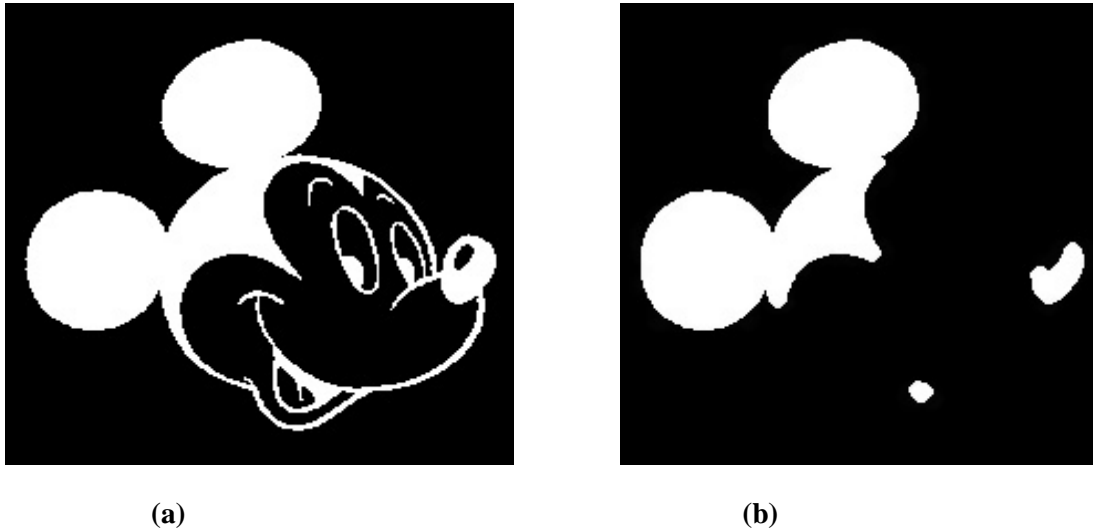


Figure II.13 : Exemple d'ouverture d'image, (a) image originale et (b) image après ouverture.

L'ouverture d'une image par un disque filtre les contours en éliminant les petites convexités, mais pas les concavités et sépare en plusieurs composantes connexes les structures longs et étroits. En général, l'ensemble de départ on ne retrouve pas par ce qu'une partie de la forme éliminée par l'érosion ne peut être recrée par une dilatation. L'ensemble de l'image filtrée est plus régulier, c'est-à-dire qu'il présente moins de détails au niveau du contour que l'ensemble initial. En termes morphologiques, on dit que l'ouverture adoucit les contours, supprime les petites zones et les structures étroites.

II.5-5 Fermeture :

La fermeture est l'application de l'opérateur dilatation suivie de l'opérateur érosion avec le même élément structurant. En notant, f l'image érodée, g l'image de départ de dimension (n, m) et S l'élément structurant, la fermeture s'exprime de la manière suivante :

$$\hat{f}_{n,m} = \inf \left\{ \hat{f}_{n-k,m-l}^{\delta}, (k,l) \in S \right\} \quad (\text{II.8})$$

Cette combinaison d'opérateurs va faire disparaître les petites zones sombres. Voici un exemple de fermeture sur une image binaire :

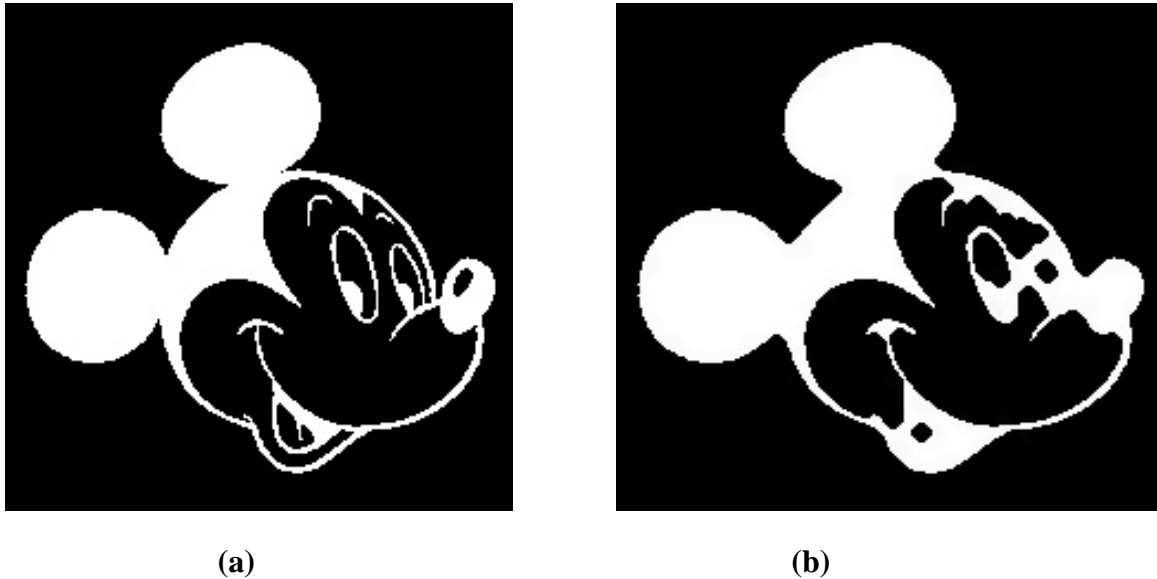


Figure II.14 : Exemple de fermeture d'image, (a) Image originale et (b) image après fermeture

La fermeture d'une image par un élément structurant est le complémentaire de l'espace délimité par l'élément structurant quand on le fait évoluer à l'extérieur de l'image. Un ensemble fermé est également moins riche en détail que l'ensemble initial. La transformation par fermeture ferme les canaux étroits, supprime les petites zones.[23]

II.5- 6 Le gradient morphologique :

Dans le cas d'une image en niveau de gris, la norme du gradient morphologique est définie comme suit :

$$\nabla A = \frac{Dil M (A) - Ero M (A)}{2} \quad (II.9)$$

Où A est l'image initiale, $Dil M$ et $Ero M$ sont respectivement les opérateurs dilatation et érosion par l'élément structurant M . Le calcul de la norme du gradient morphologique est sensible au bruit, on peut l'appliquer uniquement sur une image lissée. De plus, les contours obtenus après un simple seuillage sont épais, il faut donc les amincir. [24]



Figure II.15 : Exemple du gradient morphologique.

II.6 Les filtres morphologiques

La morphologie mathématique est dédiée à l'analyse des structures spatiales. Elle est dite morphologique parce qu'elle vise à analyser la forme des objets. L'image est vue comme un ensemble de formes. On va analyser l'image, ensemble de formes inconnues, à l'aide de formes connues appelées éléments structurants. Un élément structurant est un masque binaire muni d'un point d'ancrage

Soient (x, y) les coordonnées d'un pixel et M un élément structurant. Alors, $M(x, y)$ représente l'ensemble des pixels qui coïncident avec les points noirs de M lorsque le point d'ancrage est superposé au pixel de coordonnées (x, y) .

II.6-1 Transformation chapeau haut de forme

Dans certaines situations, il arrive que nous voulions savoir ou détecter ce qui a été éliminé par une ouverture ou ce qui a été rajouté par une fermeture par rapport à l'image originale. Pour mettre en évidence ces détails, **F. Meyer** a inventé une transformation intéressante et particulière appelée « chapeau haut de forme ».

Les chapeaux hauts de forme sont utilisés pour localiser des structures dans l'image qui sont plus petites que l'élément structurant. Ils sont en général appliqués seulement aux images à niveaux de gris. Deux chapeaux haut de forme sont définis, le chapeau haut de forme blanc qui est la différence entre f et son ouverture et le chapeau haut de forme noir qui est la différence entre la fermeture de f et f

- **Chapeau haut de forme blanc :**

Ou (WTH) (white top-hat, en anglais), est défini comme la différence algébrique entre l'identité (f) et son ouverture $OB(f)$ tel que : $WTHB(f)=f- OB(f)$ Par symétrie, pour extraire les Vallès ou ressortir les structures sombres de l'image.

- **Chapeau haut de forme noir:**

Où (BTH) (black top hat, en anglais) est défini comme la différence algébrique entre la fermeture $FB(f)$ et l'identité (f) tel que : $BTHB(f) = FB(f) - f$. La figure suivante montre que l'application de chapeau haut de forme blanc permet de détecter toutes les structures claires de l'image (cas des micros calcifications) :

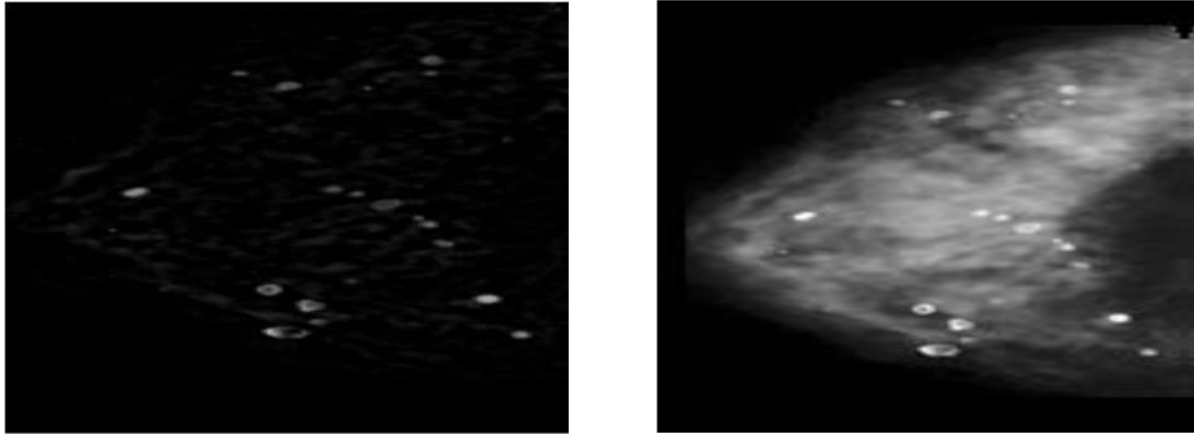


Figure II.16 : Application de la transformation « chapeau haut de forme blanc » sur des images mammographiques en NG pour la détection des lésions mammaires

II.6-2 Filtres Alternés Séquentiels (FAS) :

Le filtre alterné séquentiel est construit par composition d'érosions et de dilations par des éléments structurants de taille croissante. Si on note respectivement Q_i et Y_i la fermeture et l'ouverture par un élément structurant de taille i , On définit :

$$Y - FAS_i = Q_i Y_i Q_i - 1 Y_i - 1 \dots Q_1 Y_1 \quad (II.10)$$

$$Q - FAS_i = Y_i Q_i Y_i - 1 Q_i - 1 \dots Q_1 Y_1 \quad (II.11)$$

$Y - FAS_i$ désignant le filtre alterné séquentiel commençant par une ouverture par un élément structurant de taille 1, et $Q - FAS_i$ désignant le filtre alterné séquentiel commençant par une fermeture par un élément structurant de taille 1. Cela se traduit dans l'image par le type de structure conservée par le filtrage.

Le $Y - FAS_i$ sera bien adapté pour éliminer les structures claires de taille inférieure ou égale à la taille du dernier élément structurant, alors que le $Q - FAS_i$ aura tendance à éliminer les structures sombres de taille inférieure ou égale à la taille du dernier élément structurant. [25]

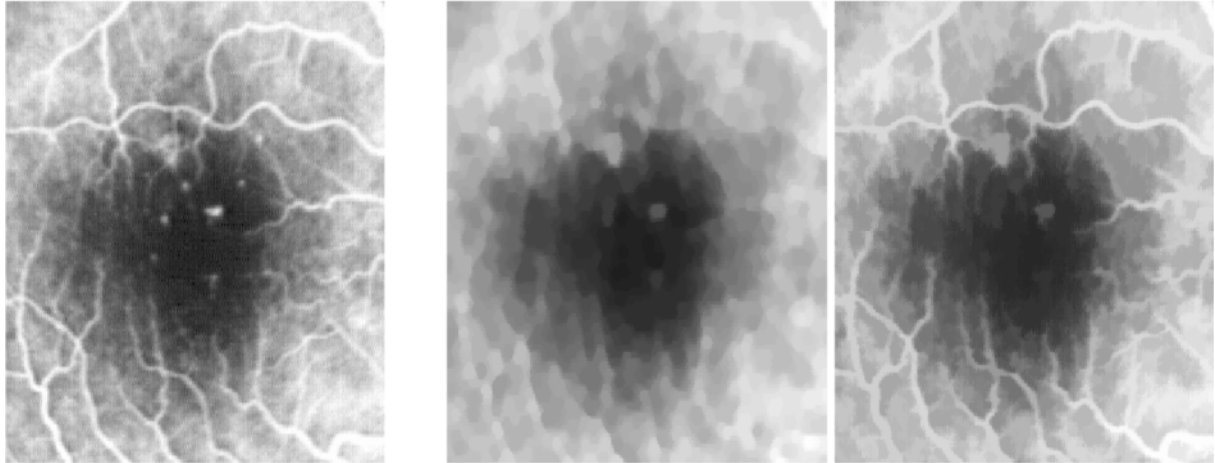


Figure II.17 : Filtrage alterné séquentiel d'une image en niveau de gris par un hexagone de taille i .

II.7 Conclusion

Les techniques de traitement d'image sont des techniques très diverses et pour choisir une parmi ces techniques, dépend essentiellement de la nature de l'application et des résultats qui peuvent être obtenus par l'application de l'une ou de l'autre. Cependant, chaque ensemble de ces techniques est destiné à une application spécifique. Certains ensembles ont des applications communes, mais les résultats obtenus seront différents du point de vue avantages et inconvénients. Dans le prochain chapitre, on proposera quelques méthodes de prétraitement sur des images mammographiques.



***CHAPITRE III : Mise
au point d'une
interface graphique
pour les prétraitements
d'images
mammographiques***

III.1 Introduction :

Les images considérées peuvent être obtenues à partir de différentes sources : images à rayons X, scanners, échographies, images par résonance magnétique (IRM),... Ces systèmes d'images diffèrent cependant par la qualité de l'image produite. Les sources d'images les plus accessibles et peu coûteuses telles que l'image échographique ou la mammographie sont difficiles à interpréter à cause de leur aspect très texturé pouvant même conduire à un diagnostic erroné. Pour améliorer la précision du diagnostic et son efficacité, un prétraitement de l'image est souvent proposé. [27]

III.2 L'obtention des images mammographiques :

La mammographie est un examen radiologique consacré à la détection des pathologies du sein. Cet examen s'effectue avec un appareil dédié uniquement à cet usage, c'est le mammographe. Cet appareillage utilise les rayons X pour produire des images de hautes résolutions du sein. Les différences d'absorption des rayons X par le tissu mammaire permettent de former une image qui révèle l'architecture du sein. L'utilité de cet examen se trouve surtout dans la détection de la désorganisation de l'architecture du sein, de masses ou de foyers de microcalcifications qui peuvent révéler la présence d'un cancer. Mais le transfert de l'image d'un objet jusqu'à l'ordinateur lors de l'acquisition des images se produit avec un certain bruit. Le bruit est dû en particulier aux imperfections de la source qui génère l'image, au capteur proprement dit (caméra, détecteur électronique ou X).

III.2.1 Définition de l'image bruitée :

Le terme bruit vient du monde de l'acoustique, c'est le souffle que l'on entend même si aucune musique n'est jouée. C'est un signal parasite qui s'ajoute au signal utile et l'ensemble constitue le signal total (ce que l'on entend).

Signal total = Signal utile + Bruit

Le bruit existe dans tout système électronique, dans le cas de l'image, le signal total est l'image finale, le signal utile est la scène réelle et le bruit est composé des pixels parasites. [28]

Et pour diminuer les bruits et tous les problèmes de l'acquisition des images, on a proposé une interface graphique pour réaliser des prétraitements pour les images mammographiques.

III.3 Présentation de l'interface graphique :



Figure III.1 : page d'accueil

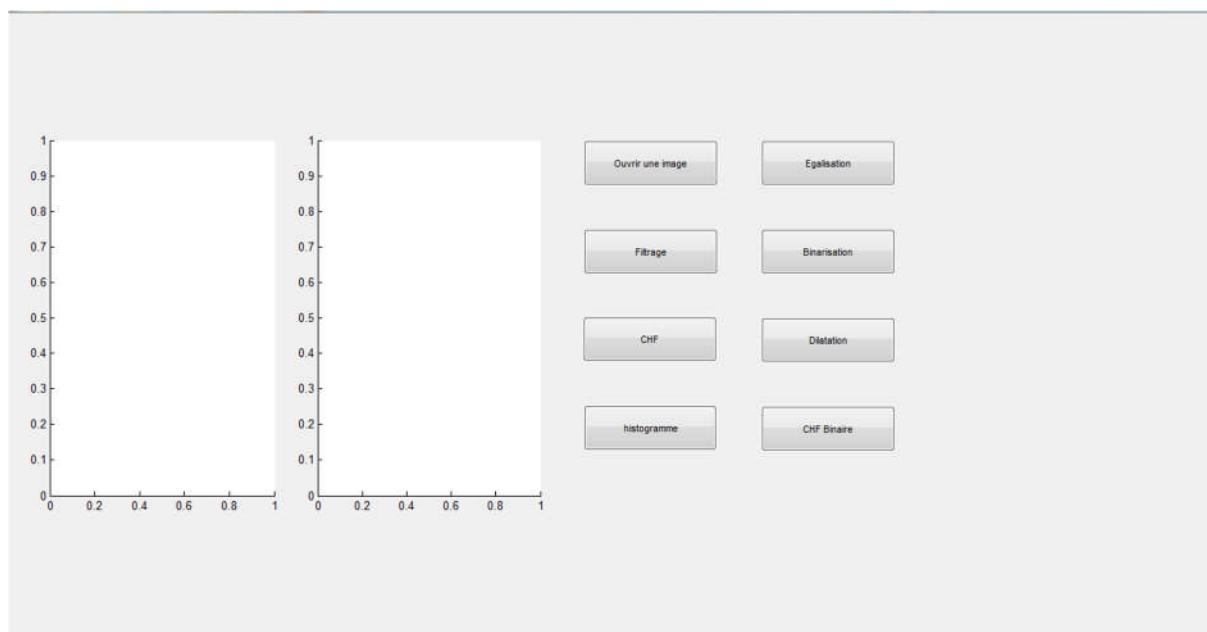


Figure III.2 : Interface graphique pour réaliser le prétraitement des images mammographiques.

Présentation :

Les interfaces graphiques (ou interfaces homme-machine) sont appelées GUI (pour Graphical User Interface) sous MATLAB. Elles permettent à l'utilisateur d'interagir avec un programme informatique, grâce à différents objets graphiques (boutons, menus, cases à cocher...).

Axes : Les objets Axes sont les zones de traçage des graphiques (2D ou 3D). Un objet Figure peut contenir plusieurs objets Axes simultanément, pour cette interface on affiche des images mammographiques.

Boutons : permettent à l'utilisateur d'interagir avec l'interface graphique grâce à la souris ou au clavier. [29]

III.4 Histogramme :

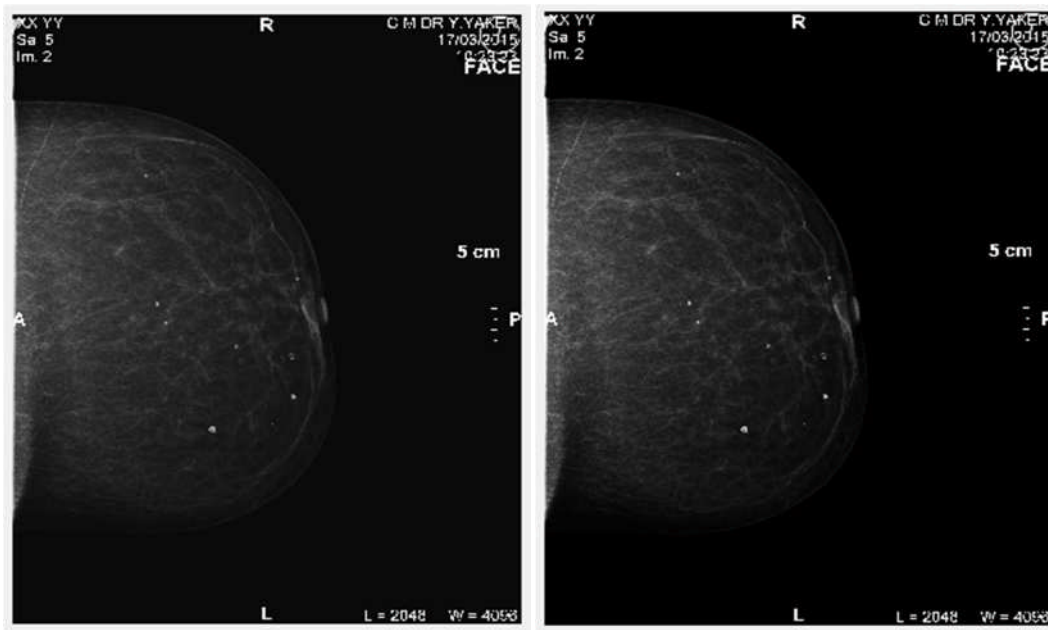
L'histogramme d'une image est une fonction discrète. Elle représente le nombre de pixels en fonction du niveau du gris. L'histogramme permet alors de donner la distribution des niveaux de gris de l'image appelée « **dynamique de l'image** »

L'histogramme est un outil privilégié en analyse d'image car il représente un résumé simple, mais souvent suffisant de contenu de l'image. On peut distinguer trois types d'histogrammes d'images :

- a) **Histogramme unimodal :** ce type d'histogramme n'a qu'un seul pic, il représente soit un objet, soit un fond.
- b) **Histogramme bimodal :** il est formé de deux modes bien séparés (deux pics séparés par une vallée) et l'on déduit ainsi qu'il existe un objet sur un fond.
- c) **Histogramme multimodal :** formé de plusieurs modes séparés c'est-à-dire plusieurs pics séparés par plusieurs vallées qui nous renseigne sur la présence de plusieurs objets.

Lorsque cette fonction est normalisée entre 0 et 1 pour tous les niveaux de gris (N_g), on peut la voir comme une densité de probabilité qui fournit la probabilité de trouver un certain niveau de gris de l'image. Ainsi le niveau de gris devient une variable aléatoire dont la valeur dépend du résultat d'une expérience aléatoire sous-jacente. D'où un traitement statistique des images.

Un exemple de tracé d'histogramme est donné ci-dessous



(a)

(b)

Figure III.3 : Des images mammographiques avec des microcalcifications, (a)Image initiale (b) image égalisée

On a fait l'égalisation à cette image pour l'ajuster, et cela consiste en une transformation de chaque pixel de cette image dans le but d'obtenir une nouvelle image de qualité visuelle meilleure que l'image initiale.

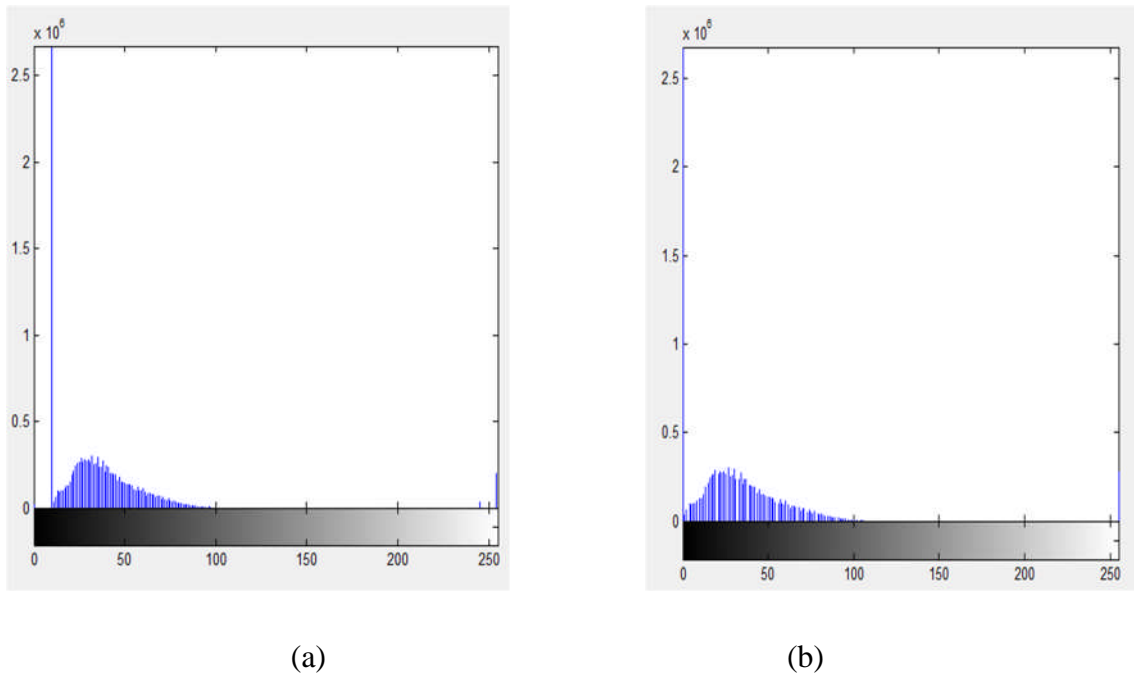


Figure III.4 : histogrammes d'image mammographique avec microcalcifications (a)avant l'égalisation (b) après l'égalisation.

L'histogramme représente la distribution des intensités de l'image, on remarque qu'il y a une différence entre l'histogramme avant l'égalisation et après l'égalisation.

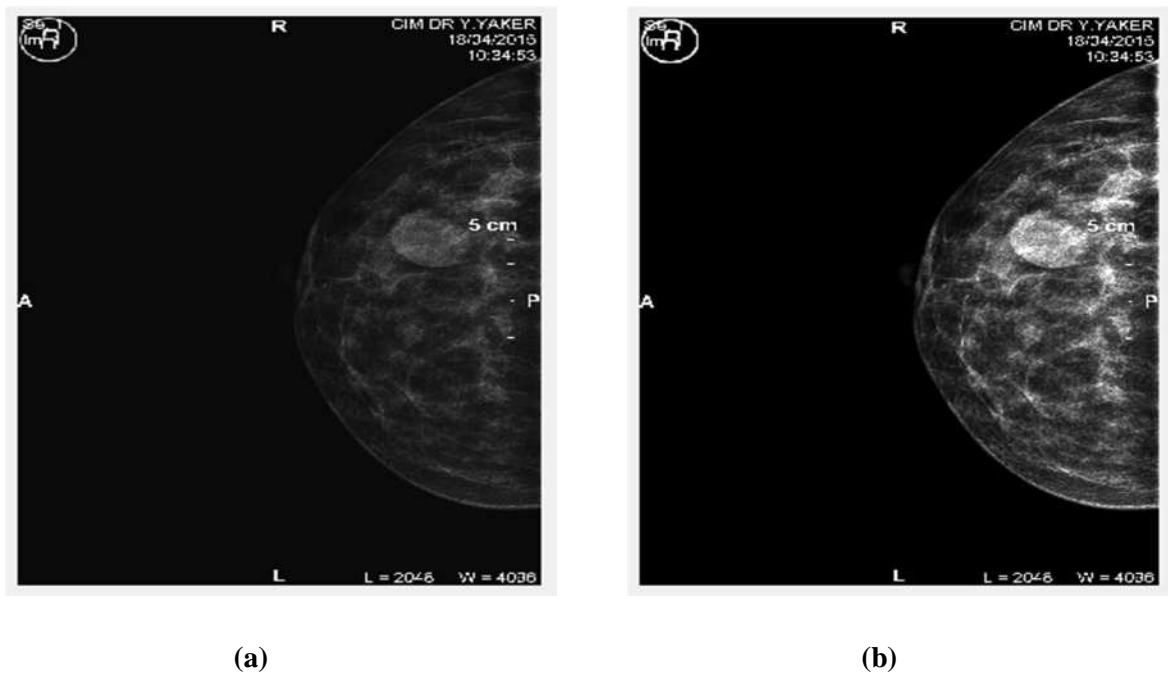


Figure III.5 : Des images mammographiques avec masse, (a)Image initiale (b) image égalisée.

On a fait aussi l'égalisation pour l'image avec masse, on a le même principe que les images avec microcalcifications, sauf que la, on voit vraiment la différence entre les images. L'image égalisée est plus claire que l'image initiale donc on va continuer les prétraitements restants avec les images égalisées.

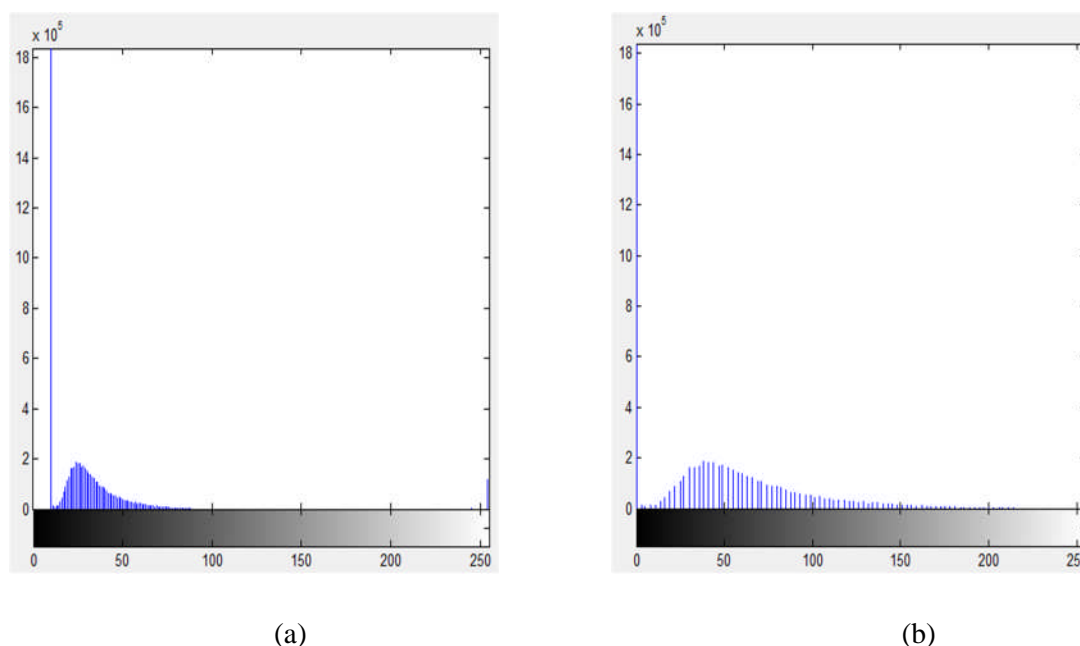
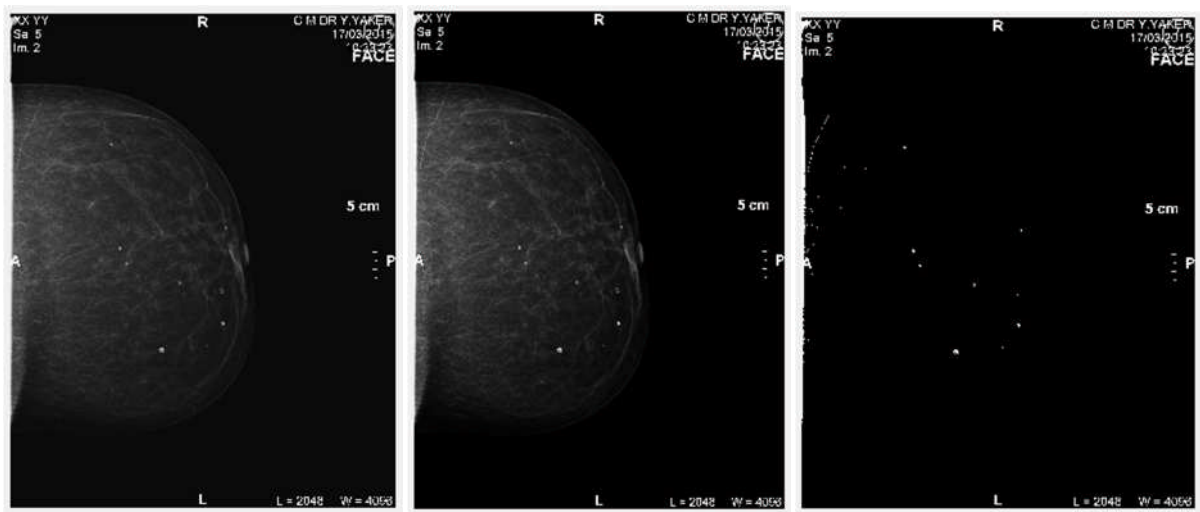


Figure III.6 : histogrammes d'image mammographique avec masse (a)avant l'égalisation (b)après l'égalisation.

III.5 Binarisation :

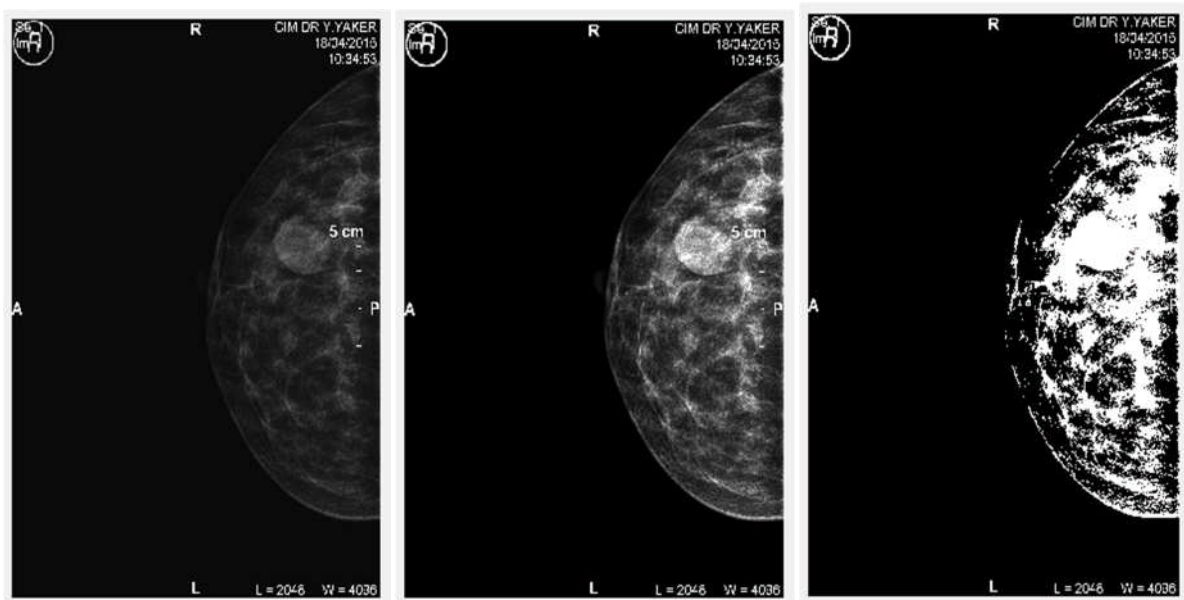
La binarisation est une opération qui produit deux classes de pixels. En général, ils sont représentés par des pixels noirs et des pixels blancs. Dans notre exemple, on a des images en niveau de gris. Si on compare les images binarisées avec les images initiales, on remarque que les régions sombres sont devenues noires et les régions claires sont blanches. Notre but est de mettre en évidence la ou les masses et les microcalcifications. Voir le résultat donné sur la figure III.7



(a)

(b)

(c)



(a)

(b)

(c)

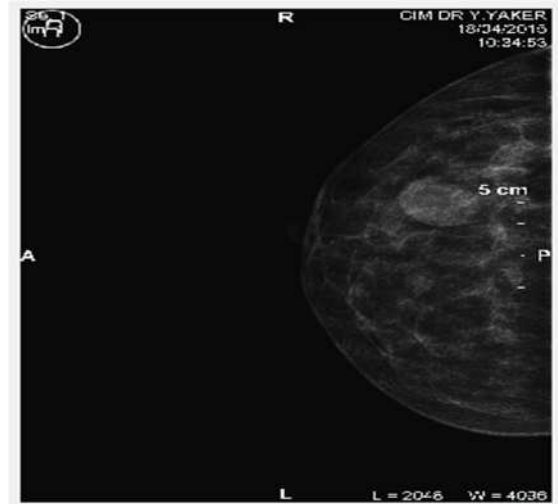
Figure III.7: images mammographiques binarisées , (a) image initiale , (b) image égalisée , (c) image binarisée

III.6 Filtrage :

Le but de ce filtrage est de minimiser l'effet du bruit et faire disparaître les défauts et les perturbations contenues dans une image. On remarque que les images filtrées sont plus claires par rapport aux images initiales.



(a)



(a)



(b)



(b)

Figure III.8 : Images mammographiques filtrées, (a) images initiales , (b) images filtrées .

III.7 Dilatation :

Pour la dilatation, on a l'élément structurant pour lequel nous pouvons choisir la forme et la taille et ainsi pouvoir changer la forme et la taille. Dans ce travail on a choisi le disque par rapport au type d'images utilisées dans ce mémoire car il faut rappeler que les masses et les microcalcifications sont dans la plus part du temps de formes circulaires. Les objets vont changer en fonction de cet élément, ceux qui sont plus grand que la taille de l'élément structurant ils vont se dilater et ceux qui sont situés à une distance moins grande que la taille de l'élément structurant seront réunis. Dans notre exemple (a) on constate que les microcalcifications sont dilatées par rapport à l'image binarisée.

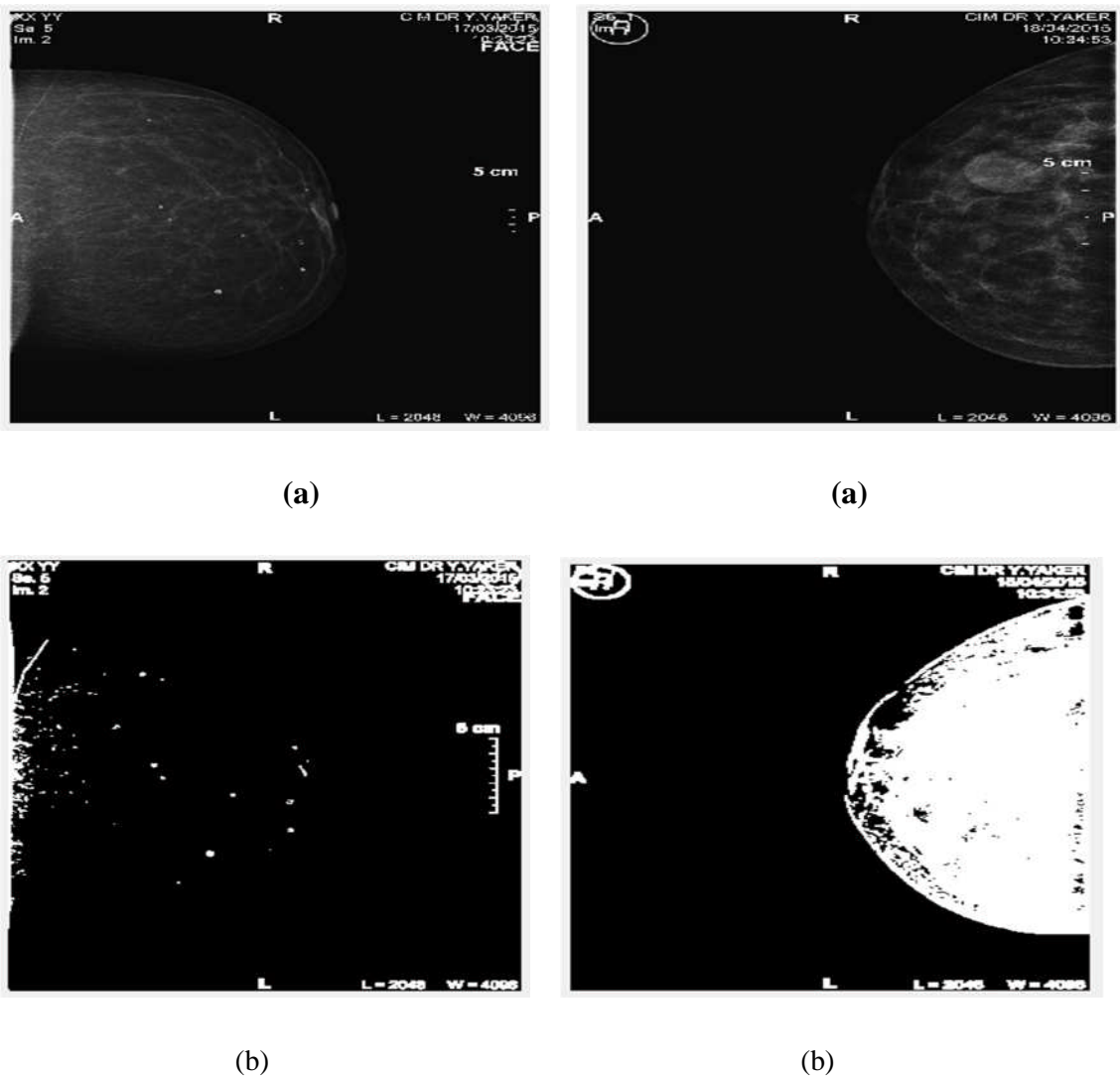


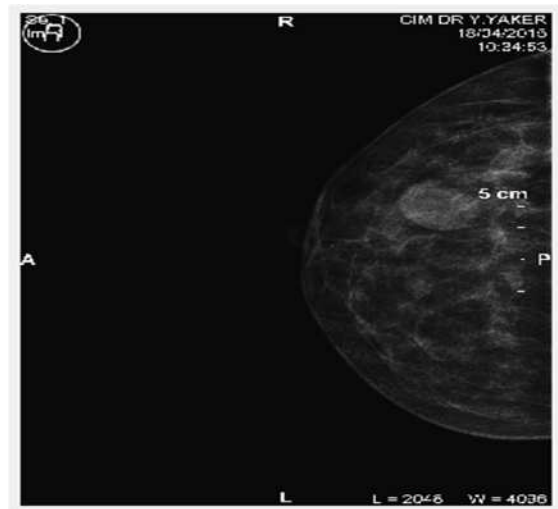
Figure III.9 : Images mammographiques dilatées, (a) images initiales , (b) images dilatés.

III.8 Chapeau haut de forme :

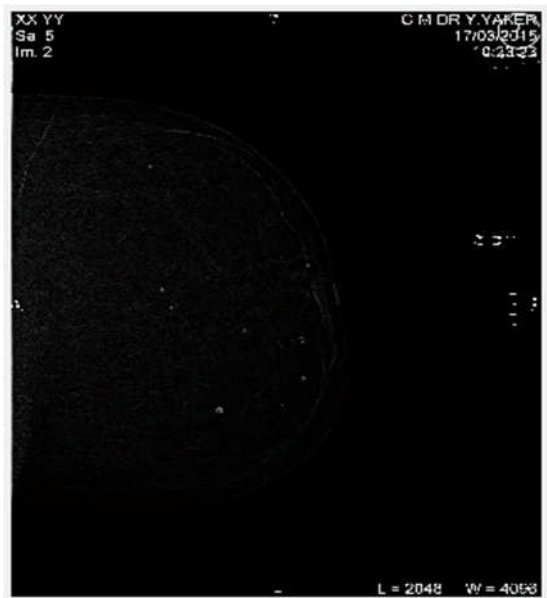
Le chapeau haut de forme est utilisé pour localiser des structures dans l'image qui sont plus petites que l'élément structurant.



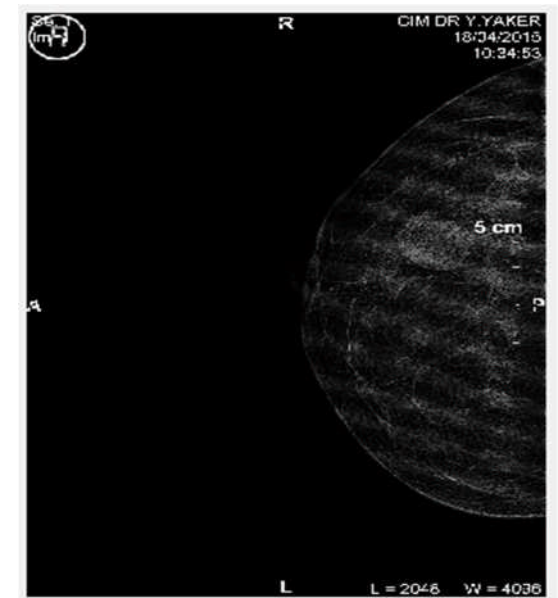
(a)



(a)

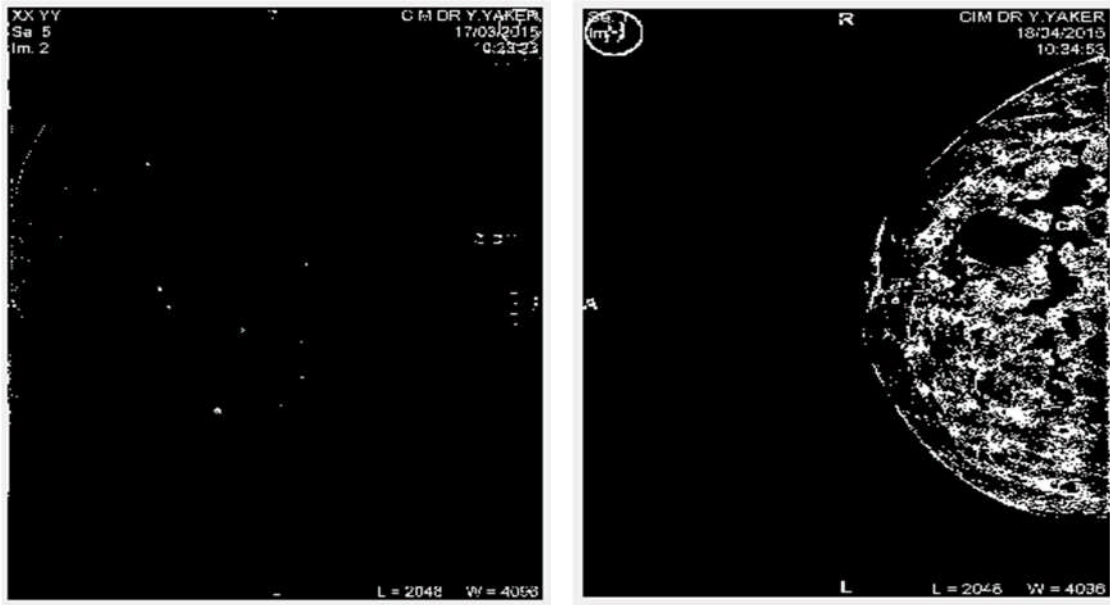


(b)



(b)

Figure III.7 : chapeau haut de forme, (a) images initiales, (b) images CHF.



(a)

(b)

Figure III.8 : chapeau haut de forme binarisée, (a) microcalcification, (b) masse.

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons mis au point une interface graphique pour les prétraitements des images mammographiques. On a présenté la description de notre interface puis on a fini notre travail avec l'application des différents prétraitements sur les images et on a exposé leurs différents résultats. Les différences entre les images initiales et les images après prétraitement apparaissent nettement.

Ainsi, nous pouvons déduire que les différents prétraitements facilitent aux médecins l'établissement des diagnostics et la détection des différentes anomalies.



*Conclusion
générale*

Conclusion générale :

Dans ce travail, on s'est intéressé à l'étude des systèmes automatiques de diagnostic assistés par ordinateur en vue du diagnostic du cancer du sein, spécialement aux prétraitements des images mammographiques. En effet, les études confirment que le cancer du sein représente une menace prépondérante pour la vie de la femme. Cependant, une telle menace n'est gérée que par la prise en charge rapide de la maladie pour maximiser les chances de survie.

Nous avons, alors, étudié de près l'anatomie du sein, sa corrélation avec les images mammographiques, les différentes pathologies mammaires (les masses et les microcalcifications).

Nous avons mis en œuvre une interface regroupant un ensemble de technique de prétraitements qui permettront de corriger, d'améliorer et mettre en évidence l'information pertinente.

Les images mammographiques originales ont été prétraitées, afin d'extraire la région du sein. Cette opération fondée sur un ensemble d'opérations morphologiques et d'autres méthodes de prétraitement, contribue en particulier à l'amélioration des résultats ultérieurs des images mammographiques qui ont été prétraitées afin de diminuer voire éliminer le bruit et augmenter le contraste et avoir des images claires afin de faciliter le diagnostic aux médecins.

Références Bibliographiques

- [1] : Ismahen HADJII. Approche morphologique pour la Segmentation d'Images Médicales, Application à la Détection des Lésions Mammaires, mémoire pour obtenir le titre de magister en électronique biomédicale, 06 juillet 2011.
- [2] : Dr Alexandra De Grave, Pr Anne Vandembroucke, Garantir la qualité du dépistage du cancer du sein , La Revue de la Médecine Générale, n° 219, janvier 2005.
- [3] : Noel A., Thibault F. (2004) Digital detectors for mammography: the technical challenges. Eur Radiol. 2004 Nov;14(11):1990-8. Epub 2004 Oct 8
- [4] : A. Travade, A. Isnard, H. Gimbergues. Pathologie mammaire. 2e édition, Paris, Masson, Imagerie Médicale, Dec 2000, 223 pages.
- [5] : C. Vachier. Extraction de caractéristiques, segmentation d'image et morphologie mathématique. Thèse Ecole des Mines de Paris, 18 Décembre 1995.
- [6] : Lanyi, M. (1985). Morphologic analysis of microcalcifications. Early Breast Cancer, ed J. Zander and J. Baltzer, Springer-Verlag, Berlin.
- [7] : LeTreur, A. and Dilhuydy, M. H. (1988). Mammographie, guide d'interprétation. In Arnette., pages p155-165.
- [8] : Fédération nationale des centres de lutte contre le cancer (FNCLCC), "Comprendre le cancer du sein, Article," SOR SAVOIR PATIENT, 2007.
- [9] : VIDAL. (2011, Novembre) EurekaSante. [Online]. <http://www.eurekasante.fr/maladies/cancers/cancer-sein.html>
- [10] : Suckling, J., Dance, D. R., Moskovic, E., Lewis, D. J., and Blacker, S. G. (1995). Segmentation of mammograms using multiple linked self-organizing neural networks. Medical Physics, 22(2):145-152
- [11] : L. BELKHODJA and N. BENAMRANE, Approche d'Extraction de la Région Globale d'Intérêt et Suppression des Artefacts Radiopaques dans une Image Mammographique, MEMOIRE.
- [12] Gonzalez, Rafael C « Digital image processing » volume 2 1987.
- [13] : [Signaler un abus](#) Avec la technologie de [Google Sites](#)
- [14] : Mme Benyahia, Souad Née Belaidi. Application de la classe des méthodes d'apprentissage statistique SVM (support vector machine) pour la reconnaissance des formes dans les images. Thèse de Magister en Informatique, Université Abou Bakr Belkaid– Tlemcen

- [15] : Patricia Wils - patricia.wils@mnhn.fr UMS 2700 Outils et Méthodes de la Systématique Intégrative
- [16] : Benoit Naegel
« Traitement d'image », Cours Master 1 ISI, Université de strasbourg, 2008
- [17] : <http://xmcvs.free.fr/astroart>
- [18] : http://www.snv.jussieu.fr/~wboudier/ens/cours_inb2
- [19] : http://perso-telecom-paristech.fr/~maitre/BETI/filtres_lin_nlin/introduction.html
- [20]: Wikipedia
- [21] : <http://perso.telecom-paristech.fr/~bloch/ANIM/morpho.pdf>.
- [22] : https://brunl01.users.greyc.fr/ENSEIGNEMENT/COURS/05_erosion_dilatation.pdf
- [23] : <http://morphologies.free.fr/index.php?page=operateurs>
- [24] : Cocquerez J.P. et S. PHILIPP. « Analyse d'images: filtrage et segmentation », Editions Masson Paris 1995.
- [25] : [Serra, 1982] Serra, J. (1982). Image Analysis and Mathematical Morphology. Academic Press.
- [26] : IMENE CHEIKHROUHOU, Description et classification des masses mammaires pour le diagnostic du cancer du sein, Docteur de l'Université d'Evry-Val d'Essonne
- [27] : http://www.fsr.ac.ma/LIMIARF/axe%20signal_image.htm, **Traitement des images biomédicales : Application à la détection et caractérisation des lésions du sein**
- [28] : <http://www.la-photo-en-faits.com/2012/11/le-bruit-en-photo-numerique.html>
- [29] : <http://briot-jerome.developpez.com/matlab/tutoriels/introduction-programmation-interfaces-graphiques/>