



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

pour l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Imagerie Médicale

Présentée par : FELLAH DJOUAIRIAI

**SEGMENTATION HYBRIDE DE TUMEUR DE LA
PEAU PAR ACP ET TOD**

Soutenu le 25/062018 devant le Jury

M.	HAMZA CHERIF Lotfi	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
M	BOUKLI HACENE Ismail	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	SETTOUTI NESSMA	<i>MAB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année universitaire 2017-2018

Remerciement

Avant tout nous remercions le bon Dieu le tout puissant de m'avoir donné la force, le courage et la volonté pour accomplir ce travail.

Ce travail est le fruit de la contribution et la coopération de plusieurs personnes que je tiens ici à remercier.

Avec tout le respect, je tiens à remercier vivement mon encadreur Mr. BOUKLIHACENE ISMAIL Maître de conférences à la faculté de technologie, université de Tlemcen qui m'a aidé à atteindre mes objectifs avec ses fructueuses orientations, ses encouragements, ses conseils, son amabilité et sa modestie judicieux et surtout sa patience.

Je remercie également les membres du jury Mr HAMZA CHERIF Lotfi et Mme SETTOUTI.N pour l'intérêt qu'ils ont manifesté envers ce travail et d'avoir accepté d'examiner ce mémoire.

Je tiens aussi à remercier énormément mes parents pour l'amour qu'ils m'ont témoigné tout au long de mes études.

Merci chaleureusement à tous mes amis de proche ou de loin pour leurs encouragements.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

Mon cher père et ma chère mère à qui je voue mon respect et tous mes vœux de bonheur, prospérité et de bonne santé.

Mes chers frères : Rabi, Mahmoud, Moad, Mahrez, Sohaibe, Khaled et Abd elmounaim

Mes chères sœurs : Assma, Rachida, Hamida, Rahile et Hanane

Mes tantes chrifa, yamina, rabia

Mes oncles chacun de son nom

Mon amie Billal Side pour ses efforts qu'il a fait sa et patience avec moi

*Mes amis Mokhtari N.H, Kaouthar.M, zineb.E,
Mostapha.B, Ibtissame.o, Amina.B, Hanane.K, Sabrina.B Hadjar.h,
Bassma.M, Samir Sara.T, Fatima.A, Fatima.M, zahra
,Imane,Nachoua,Fatima.B,assma.H.....*

Aux petites Sidra et Assile

A tous ceux qui me connaissent de près ou de loin

A tous la famille

et à toute la promo 2017-2018.

Résumé

Dans ce travail de nous avons présenté une méthode pour la segmentation des lésions cutanées. Le mélanome malin est la plus grave des tumeurs cutanées, c'est une tumeur maligne qui se développe principalement dans la zone cutanée, à partir des mélanocytes, cellules responsables de la pigmentation.

Notre objectif dans les travaux que on va réalises est de pouvoir détecter précisément la zone tumorale à partir des images couleurs parfois bruitées pour l'extraction des paramètres pertinente

Cette segmentation doit être naturellement reproductible, précise et fiable. Pour cela en va utiliser une méthode de segmentation qui basé sur un approche hybride qui nous a permet de combiner entre deux méthodes (Analyse en composante principale(ACP) qui permet une réduction des données inutile dans les images et transformée en ondelette discret (TOD)) qui est la meilleur dans l'extraction des caractéristique .

Dans une première étape nous avons commencé ce travail par une séquence de prétraitement appliquée aux différentes images, pour améliorer notre image et de réduire ses données qui ne sont pas utile ainsi d'éliminer ses bruits.

Dans la deuxième étape, une transformée en ondelette discret est appliquée sur l'image traité. Cette phase est essentielle car elle nous permet une délimitation précise de la zone tumorale.

Enfin, une segmentation par seuillage automatique est appliquée sur l'image décomposée afin d'extraire la tumeur de l'image.

Mot clé :

Tumeur de la peau, transformée en ondelette discret (TOD), analyse en composante principale (ACP), segmentation, hybride, dermatologique, traitement d'image

Abstract

In this work we have presented a methodological for the segmentation of coetaneous lesions. Malignant melanoma is the most serious of coetaneous tumors; it is a malignant tumor that develops mainly in the coetaneous zone, from melanocytes, cells responsible for pigmentation.

Our goal in this work is to be able to accurately detect the tumor area from color images which is sometimes noisy for an extraction of the relevant parameters.

This segmentation must be naturally reproducible, accurate and reliable. For this purpose, we will use a segmentation method based on a hybrid approach that allows us to combine two methods (ACP + DWT).

In a first step we started this work by a preprocessing sequence applied to the different images, to improve our image and to reduce its data which is not useful thus to eliminate its noises.

In the second step, a discrete wavelet transform is applied to the processed image. This phase is essential because it allows us a precise delimitation of the tumor zone.

Finally, segmentation by automatic thresholding is applied on the decomposed image in order to extract the tumor from the image.

Keywords:

Skin cancer, discreet wavelet transformed (DWT), principal component analysis (PCA),

Segmentation, hybride, dermatological, image processing.

ملخص

في هذا العمل قدمنا منهجية لتجزئة الأورام الجلدية. فالورم الخبيث هو أخطر الأورام الجلدية ، وهو ورم خبيث يتطور بشكل رئيسي في المنطقة الجلدية ، من الخلايا الصبغية ، والخلايا المسؤولة عن التصبغ.

هدفنا في العمل هو اكتشاف منطقة الورم بدقة في الصور الملونة و التي تكون صعبة في بعض الأحيان في استخراج الخصائص ذات الصلة.

هذه التجزئة يجب أن تكون قابلة للتكرار بشكل طبيعي ودقيقة وموثوقة. لهذا الغرض ، استخدمنا طريقة تجزئة تستند إلى واجهة تشغيل هجينة تسمح لنا بالجمع بين طريقتين.(ACP DWT)

في الخطوة الأولى، بدأنا بتسلسل مسبق للمعالجة تم تطبيقها على الصور المختلفة ، لتحسين نوعية الصورة وتقليل بياناتها غير المفيدة وبالتالي القضاء على ضوضاءها.

في الخطوة الثانية ، يتم تطبيق تحويل الموجات المنفصلة على الصورة التي تمت معالجتها. هذه المرحلة ضرورية لأنها تسمح لنا بتحديد دقيق لمنطقة الورم.

وأخيراً، يتم تطبيق التجزئة حسب العتبة التلقائية على الصورة المتحللة لاستخراج الورم من الصورة..

الكلمات المفتاحية:

ورم الجلد، DWT ، ACP، تجزئة، هجين، طب الأمراض الجلدية، معالجة الصور.

Table des matières

Introduction général.....	1
---------------------------	---

CHAPITR I CONTEXTE MEDICAL

I.1 Introduction.....	4
I.2 Anatomie de la peau.....	4
I.2.1 La peau.....	4
I.2.2 Epiderme.....	4
I.2.3 Derme.....	5
I.2.4 L'hypoderme.....	6
I.3 Fonction de la peau.....	6
I.3.1 Fonction protectrice.....	7
I.3.2 Fonction de régulation thermique	7
I.3.3 Fonction de sensation.....	7
I.4 La couleur de la peau.....	8
I.5 Tumeurs de la peau.....	8
I.5.1 Tumeurs bénignes la peau.....	8
I.5.2 Tumeurs malignes la peau.....	11
I.6 Le dépistage des cancers de la peau	14
I.6.1 Surveiller sa peau.....	14
I.7 Diagnostic	16
I.7.1 Un examen clinique.....	16
I.7.2 Une dermatoscopie.....	16
I.7.3 Biopsie.....	16
I.7.4 Autre tests.....	16
I.9 Les traitements médicaux du cancer de la peau	16
I.8.1 Chirurgie.....	16
I.8.2 Cryo Chirurgie	17
I.8.3 Radio thérapie.....	17
I.8.4 Chimiothérapie topique.....	17
I.8.5 Chimiothérapie systémique	17
I.8.6 Immunothérapie.....	17
I.8 Conclusion	18

CHAPITR II SEGMENTATION PAR ONDELETTES

II.1 Introduction	20
II.2 Etat De L'art.....	20
II.3 Théorie des ondelettes	22
II.3.1 Les ondelettes.....	22

II.3.1.1 Historique.....	22
II.3.2 Définition.....	23
II.3.3 Transformée en ondelette continue.....	24
II.3.4 Transformée en ondelette discrète.....	25
II.3.2 Propriétés des Ondelettes.....	26
II.3.3 Choix de l'ondelette analysante.....	27
II.3.4 Exemples d'Ondelettes.....	28
II.4 ondelette bidimensionnelle.....	29
II.4.1 Décomposition par ondelettes.....	29
II.4.2 Reconstruction par ondelettes.....	30
II.4.3 Exemple d'application de segmentation par ondelette.....	30
II.5 Conclusion.....	31
CHAPITR III MISE EN OUEVRE DE LAPPLICATION	
III.1 Introduction.....	33
III.1 .1 Méthode proposé.....	33
III.2 Environnement du travail.....	33
III.3 Description de la base de données.....	34
III.4 Algorithme.....	34
III.4 .1 Prétraitement.....	35
III.4 .2 Segmentation.....	38
III.4 .3 Reconstruction.....	38
III.5 Résultat et interprétation.....	38
III.5 .1 Discussion.....	40
III.5 .2 Evaluation de la méthode proposée.....	41
III.5 .2.1 Segmentation par seuillage manuelle.....	41
III.5 .2.2 Segmentation par croissance de région.....	42
III.5 .3 Résultat de segmentation par les trois méthodes.....	43
III.6 Calcule des paramètres.....	45
III.6 .1 Paramètres de forme.....	46
III.6 .1.1 Discussion.....	47
III.6 .2 Indice de Jaccard et Indice de Dice.....	48
III.6 .2.1 Résultat.....	49
III.6 .1.2 Discussion.....	49
III.7 Conclusion.....	50
Conclusion Générale et perspectives.....	51
Annexes.....	53
Bibliographie.....	60

Liste des Figures

Figure I.1 Structure de la peau.....	4
Figure I.2 Structure de l'épiderme.....	5
Figure I.3 Structure du derme.....	6
Figure I.4 Structure de l'hypoderme.....	8
Figure I.5 Dermato fibrome.....	9
Figure I.6 Hémangiome.....	9
Figure I.7 Kérato-acanthome.....	10
Figure I.8 Lipome.....	10
Figure I.9 Grain de beauté.....	11
Figure I.10 Kératose séborrhéique.....	12
Figure I.11 Carcinome basocellulaire.....	12
Figure I.12 Carcinome spinocellulaire.....	13
Figure I.13 Grain de beauté normale et mélanome malin.....	15
Figure I.14 Règle ABCDE.....	15
Figure I.15Dermatoscope.....	15
Figure II.1 Translation et dilatation.....	25
Figure II.2 Exemple d'ondelette de Morlet.....	29
Figure II.3 Exemple d'un triple de fonctions ondelettes en 2D.....	29
Figure II.4 Décomposition par ondelette 2D.....	30
Figure II.5 Reconstruction par ondelette 2D.....	30
Figure II.6 Transformé en ondelette 2D.....	30
Figure II.7 Exemple de segmentation des tumeurs de la peau par ondelette.....	31
Figure III.1Quelque exemples de notre base de données.....	34
Figure III.2 Diagramme de la technique proposée.....	35
Figure III.3 Exemple de segmentation par seuillage manuelle.....	42
Figure III.4 Exemple de segmentation par croissance de régions.....	42

Figure III.5 Résultats de segmentation des images dermatoscopiques par les trois méthodes.....45

Liste des Tableaux

Tableau III.1 Comparaison entre différent types d'ondelette.....	36
Tableau III.2 Exemple de calcul de l'erreur (ϵ) pour différent type d'ondelette	38
Tableau III.3 Résultats de segmentation des tumeurs de la peau par l'approche hybride.....	40
Tableau III.4 Résultats de segmentation par les trois méthodes.....	47
Tableau III.5 Les paramètres des images segmentées par les trois méthodes.....	46
Tableau III.6 Calcul de l'indice de JACCARD et l'indice de DICE.....	50

Abréviations

SSM: Superficiel Spreading Melanoma

Règle **ABCDE**

A : Asymétrie

B : Bordure

C : Couleur

D : Diamètre

ACE: Alternating Cluster Estimation

FBI: Federal Bureau of Investigation

CWT : Continuous Wavelet Transformed

STFT: Short term Fourier transforms

TO: transformée en ondelette

DWT : Discret Wavelete Transformed

ACP: Analyse en composante principale.

R: Rouge

V: Vert

B: Blue

Introduction générale

Introduction générale

Le traitement des images médicales est une discipline nouvelle. Elle prend une grande place dans la recherche scientifique vu son importance quotidienne dans le milieu médical, toute spécialité confondue : ophtalmologie, radiologie, dermatologie...

Les méthodes de traitement d'images sont importantes car elles permettent d'obtenir des éléments essentiels sans avoir à réaliser d'interventions sur un patient.

L'informatique rentre en ligne de compte lorsqu'il s'agit de réaliser des traitements sur les images obtenues, afin d'extraire les éléments nécessaires au médecin.

En fonction de l'objectif visé par l'imagerie, de nombreuses méthodes de traitement d'image existent. On peut citer le recalage, la segmentation, la caractérisation. Dans le cadre de ce projet, nous sommes intéressées à traiter des images dermatologiques.

La dermatologie est la spécialité médicale qui prend en charge les maladies de la peau, de la bouche, des ongles, des cheveux et des poils... Parmi ces maladies, on a choisi les tumeurs de la peau avec les deux types : bénigne ou maligne.

Les tumeurs bénignes sont rarement dangereuses, et elles ne se propagent pas dans d'autres parties du corps. Les tumeurs malignes peuvent représenter un danger, et toucher les tissus voisins et se propager dans d'autres parties du corps. Donc le problème qui se pose c'est la difficulté d'extraire les informations utiles permettant de localiser et délimiter les entités présentes dans ces images numériques.

L'objectif visé par cette étude est de détecter avec précision la zone tumorale à partir des images couleurs parfois bruitées pour l'extraction des paramètres pertinentes, en utilisant une segmentation des images basée sur l'approche hybride.

Cette segmentation doit être naturellement reproductible, précise et fiable.

Ce Travail repose sur l'utilisation du traitement d'images dans l'aide au dépistage des mélanomes de la peau.

Introduction générale

Dans un premier temps, nous allons présenter une description de l'anatomie de la peau, ses fonctions et les tumeurs qui souffrent pour faciliter la compréhension de notre étude.

La deuxième partie, décrit l'outil que on a utilisé et développé dans ce travail ainsi, on a présenté différent travaux qui existent déjà dans la littérature.

Dans La troisième partie, on a appliqué notre approche proposée pour la segmentation des images dermatologiques, on a présenté les résultats obtenus et les interprétés.

Nous terminons ce travail par une conclusion générale, et en proposant les perspectives de nos travaux.

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

I.1 INTRODUCTION:

La peau est l'organe le plus étendu et le plus lourd du corps humain. Ses fonctions sont multiples comme la défense immunitaire, la sécrétion, l'excrétion, la protection contre les agents physiques et chimiques et la protection contre les rayons ultraviolets ; cette dernière tâche est très importante, elle est assurée par la mélanine qui est un pigment de couleur variant du brun clair au noir. Le déficit en mélanine acquis ou congénital, est à l'origine de nombreuses maladies cutanées dont le mélanome malin.

I.2 ANATOMIE DE LA PEAU

I.2.1 La peau

La peau est le plus grand organe du corps [1], elle se définit comme l'ensemble des cellules regroupées sous forme d'un tissu résistant et souple, constitué de plusieurs couches et recouvrant l'ensemble du corps. La peau est constituée de trois compartiments distincts d'origine embryologique différente : l'épiderme (d'origine ectodermique), le derme et l'hypoderme (d'origine mésodermique) [2]

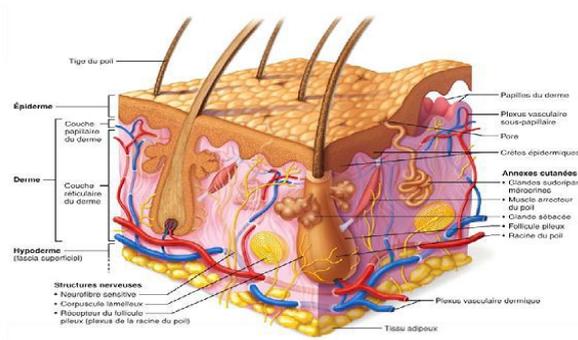


Figure I.1 Structure de la peau

I.2.2 Epiderme

L'épiderme est la couche externe de la peau, son épaisseur est d'environ 75 à 150 μm . L'épiderme est composé de quatre différents types cellulaires [1] :

Kératinocytes : Produisent la kératine (protéine fibreuse) formant la masse principale de l'épiderme.

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

- Mélanocytes: Produisent la mélanine qui colore les Kératinocytes (couleur de la peau) et les protègent des rayons ultra-violet du soleil.
- Cellules de Langerhans: Produites par la moëlle osseuse elles migrent vers l'épiderme où elles phagocytent les antigènes puis les présentent aux lymphocytes (réaction immunitaire).
- Cellules de Merkel: En petit nombre, elles jouent un rôle de récepteur sensoriel du toucher [3].

Le rôle principal de l'épiderme peut se résumer à un rôle de protection du corps [2].

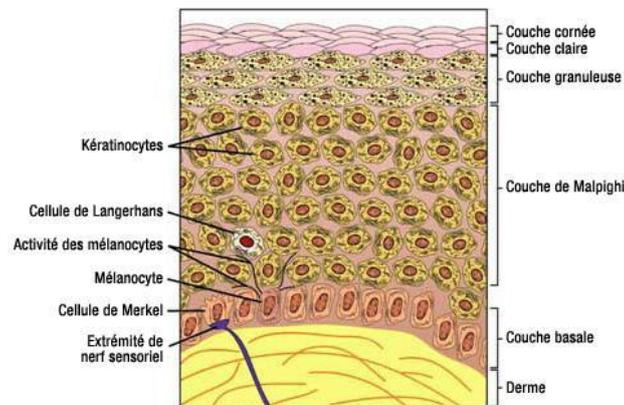


Figure I.2 Structure de l'épiderme

I.2.3 Derme

Le derme, épais, situé plus en profondeur, est composé de tissu conjonctif richement vascularisé, de cellules vivantes et de nombreuses fibres élastiques, de réticuline et de collagène.

Le derme comprend également de nombreuses glandes sudoripares, sébacées, et de follicules pileux, ainsi que des récepteurs sensoriels à la chaleur, au froid et au toucher, à la pression et à la douleur.

Le derme est composé de deux couches, la zone papillaire au contact de l'épiderme et plus en profondeur, au contact de l'hypoderme, une couche épaisse, la zone réticulaire [4].

Le derme quant à lui a un rôle « nourricier » au travers de nombreux vaisseaux sanguins qui le constituent et qui permettent la diffusion des nutriments vers l'épiderme.

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

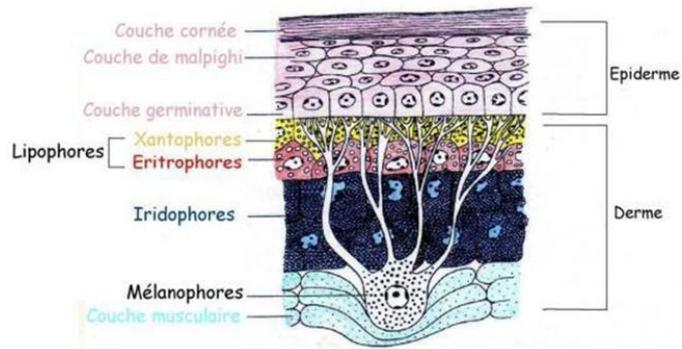


Figure I.3 Structure du derme

I.2.4 L'hypoderme

L'hypoderme (tissu sous cutané) qui n'est pas considéré comme une couche séparée, est constituée de tissu lâche (aréolaire), de tissu adipeux, et de vaisseaux sanguins et lymphatiques. L'hypoderme est renforcé par des fibres de collagène et d'élastine. Il relie le derme aux organes sous-jacents, stocke des lipides, à un rôle d'isolation et constitue une sorte de rembourrage pour le corps. Il régule également la température du corps par des mécanismes autonomes de vasoconstriction et de vasodilatation (figI.4) [4].

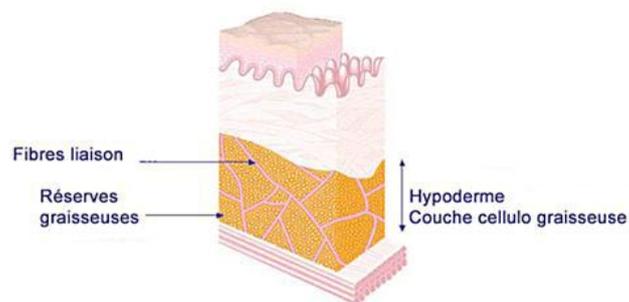


Figure I.4 Structure de l'hypoderme

I.3 FONCTIONS DE LA PEAU

Avec une surface d'environ 2m^2 , la peau et ses appendices forment l'organe le plus important du corps humain (16% du poids corporel). Son épaisseur varie entre quelques dizaines de microns (au niveau des paupières) et 3 mm environ (au niveau de la plante des pieds) [5].

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

I.3.1 Fonction protectrice

La peau exerce d'abord une fonction protectrice, vis-à-vis de toutes les agressions venues de l'extérieur [5].

- Contre les agressions mécaniques: les mouvements du corps, les chocs. La peau assure une protection souple et efficace
- Contre les agressions chimiques. La couche cornée, le film formé par la sueur et le sébum font barrière, mais cette barrière n'est pas infranchissable. Certains produits peuvent pénétrer lentement à travers la peau pour gagner la circulation générale. Cette pénétration peut être utilisée pour l'application de certains médicaments. A l'inverse, elle représente un danger vis-à-vis de produits toxiques comme le mercure. Ce danger est fortement majoré chez l'enfant et surtout le nourrisson, dont la peau est plus fine et plus perméable, notamment au niveau des zones irritées (fesses).
- Contre les microbes, la défense de la peau est assurée par la couche cornée, les cellules immunitaires du derme, et aussi par la flore microbienne normale qui existe à la surface de la peau.
- Contre les rayons du soleil, la peau bénéficie de la double protection de la couche cornée qui s'épaissit, et de la mélanine, dont la sécrétion augmente[5].

I.3.2 Fonction de régulation thermique

La peau est un organe essentiel de la régulation thermique. Elle contribue efficacement au maintien de la température constante de notre corps. Contre le chaud, l'évacuation de l'excès de chaleur est assurée par la dilatation active des petits vaisseaux du derme, et par la sudation. Contre le froid, le resserrement des petits vaisseaux de la peau, le coussin graisseux de l'hypoderme, la contraction des petits muscles des poils (chair de poule) s'opposent au refroidissement de l'organisme [5].

I.3.3 Fonction de sensation

La peau, par sa richesse en fibres sensibles, informe l'organisme sur 4 grands groupes de sensations: le toucher, la douleur, la température et la pression [6].

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

I.4 LA COULEUR DE LA PEAU

Trois pigments sont responsables de la couleur de la peau : la mélanine, le carotène et l'hémoglobine.

La mélanine a une teinte variant du jaune au noir en passant par le roux. Elle est synthétisée dans la peau grâce à une enzyme, la tyrosinase. L'exposition au soleil stimule les mélanocytes et la production de mélanine. Ainsi, l'ADN des cellules de la peau est protégé des rayons ultra-violet par la mélanine qui absorbe la lumière[6].

Le carotène a une couleur qui varie du jaune à l'orange. Il s'accumule dans la couche cornée et le tissu adipeux de l'hypoderme. Il apparaît donc surtout au niveau des paumes des mains et des plantes de pieds où la couche cornée est plus épaisse[6].

Le teint rosé des peaux claires est, quant à lui, dû à la couleur rouge de l'hémoglobine[7].

I.5 TUMEURS DE LA PEAU

Les tumeurs de la peau sont des lésions bénignes ou malignes sur le revêtement cutané. IL en existe de très nombreuses.

I.5.1 Tumeurs bénignes de la peau

Une tumeur bénigne de la peau est une masse non cancéreuse qui ne se propage pas vers d'autres parties du corps (pas de métastases) et qui ne met habituellement pas la vie en danger. Les tumeurs bénignes de la peau sont courantes [5].

I.5.1.1 Dermato fibrome

Le dermato fibrome est une petite masse bénigne brun rouge qui se forme à cause d'une accumulation de collagène. Il se développe le plus souvent sur les jambes et affecte davantage la femme que l'homme (figI.5)[5].



Figure I.5Dermato fibrome

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

I.5.1.2 Kyste épidermique

Le kyste épidermique est une masse bénigne de couleur chair qui se forme à cause d'une accumulation de sécrétions cutanées. Il se développe lentement et présente fréquemment une large cavité à sa surface. Il apparaît le plus souvent au dos, à la tête et au cou [5]

I.5.1.3 Hémangiome

L'hémangiome est une masse bénigne rouge ou mauve causée par le développement d'un vaisseau sanguin (figI.6) [5].



Figure I.6 Hémangiome

I.5.1.4 Kérato-acanthome

Le kérato-acanthome est une masse ronde, ferme, habituellement de couleur chair ou un peu rougeâtre dont le centre est écailleux ou encroûté. On l'observe le plus souvent sur la peau exposée au soleil, comme le visage, les avant-bras et le dessus des mains. En général, quand il apparaît, il se développe rapidement mais sa croissance finit par ralentir avant qu'il ne commence à rapetisser et à disparaître. Puisque sa croissance est souvent difficile à prévoir, on peut le traiter comme un type de carcinome spinocellulaire (figI.7) [5].



Figure I.7 :kérato-acanthome

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

I.5.1.5 Lipome

Le lipome est une tumeur bénigne faite de tissu graisseux qui se développe lentement. Le lipome peut apparaître dans presque n'importe quel organe, mais on l'observe surtout dans le tissu sous-cutané juste sous la peau du cou, des épaules, du dos ou des bras (figI.8) [5].



Figure I.8 : Lipome

I.5.1.6 Grain de beauté

Le grain de beauté, ou nævus, est une masse ou une tache sur la peau qui est bénigne et habituellement de couleur ocre, brun ou chair. Il est formé d'un amas de mélanocytes, c'est-à-dire les cellules qui fabriquent la mélanine, qui donne la couleur à la peau, aux poils aux cheveux et aux yeux. Il peut être soulevé ou plat et apparaître n'importe où sur le corps (fig. I.9) [5].



Figure I.9 : Grain de beauté

I.5.1.7 Kératose séborrhéique

La kératose séborrhéique est une masse verruqueuse bénigne qui peut apparaître n'importe où sur la peau. Elle se présente sous la forme d'une tache surélevée de couleur

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

ocre, brun ou noir dont la texture est cireuse ou la surface rugueuse. Elle est de taille variable et se développe lentement. Elle affecte souvent les personnes d'âge moyen ou plus âgées. On confond fréquemment cette masse avec une verrue, un grain de beauté, la kératose sénile ou un mélanome (figI.10) [5].



Figure I.10 Kératose séborrhéique

I.5.2 Tumeurs malignes de la peau

Ce sont les cancers les plus fréquents, mais aussi les plus guérissables s'ils sont détectés et traités assez tôt [8]. Les cancers de la peau se divisent en deux catégories principales : les mélanomes malins et les "non mélanomes" [9].

I.5.2.1 Les cancers de type non mélanomes (kératinocytaires)

Les cancers kératinocytaires incluent principalement les carcinomes basocellulaires et les carcinomes épidermoïdes (CE) aussi appelés « spinocellulaires ». Ces deux formes de cancers sont souvent regroupées sous l'appellation « tumeurs cutanées non mélanocytaires » [8].

Les carcinomes basocellulaire et spinocellulaire sont beaucoup plus fréquents que les mélanomes, mais ils sont moins dangereux. En effet les carcinomes basocellulaires ne forment presque jamais de métastases, et les carcinomes spinocellulaires ne le font que très rarement [5].

I.5.2.1.1 Le carcinome basocellulaire

Qui affecte surtout les gens de 50 ans et plus, correspond à 90 % des cancers de la peau. Son nom tient au fait qu'il se développe au niveau le plus profond de l'épiderme. Son développement est purement local. Il se manifeste généralement par un épaissement de la

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

peau qui peut prendre l'apparence d'un grain de beauté qui s'élargit et finit par former un ulcère. Il survient surtout sur les parties découvertes de la peau (visage et dos des mains). Il touche souvent des personnes travaillant au grand air, comme les marins ou les agriculteurs (fig I.11) [5].



Figure I.11 Carcinome

I.5.2.1.2 Le carcinome spinocellulaire

Ceux-ci sont plus rares, mais peuvent se disséminer (métastases) dans les ganglions lymphatiques. Ils se développent à partir de cellules différentes, situées plus haut dans l'épiderme. On les appelle cellules du corps muqueuses de Malpighi, ou cellules en épines. Ces cancers se forment très souvent sur des lésions préexistantes de la peau : cicatrices, en particulier celles des brûlures; lésions chroniques comme les ulcères de jambe, ou petites lésions saillantes (kératoses) que l'on voit souvent sur le dos des mains et le visage des personnes âgées [5].

Les carcinomes spinocellulaires peuvent également toucher les muqueuses : on les rencontre alors autour des lèvres, en particulier chez les grands fumeurs (fig.I.12) [5].



Figure I.12 Carcinome spinocellulaire

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

I.5.2.2 Le mélanome

Les mélanomes représentent 5 à 10 % des cancers de la peau. Leur incidence dans la plupart des pays occidentaux a doublé dans les 20 dernières années.

Le diagnostic précoce par l'information de la population, la sensibilisation des médecins, et la prévention par la protection solaire, sont des actions essentielles dans l'amélioration du pronostic. Le mélanome est un cancer développé à partir des cellules pigmentées de la peau, ou mélanocytes[10].

I.5.2.3 Le développement d'un mélanome

Lorsque des cellules cancéreuses apparaissent, elles sont d'abord peu nombreuses et limitées à la surface de la peau. La plupart des mélanomes se développent d'abord horizontalement dans l'épiderme. Tant que la tumeur se situe au sein de l'épiderme, on parle de mélanome in situ.

Avec le temps et si aucun traitement n'est effectué, la tumeur progresse en profondeur à travers le derme et l'hypoderme. Dès lors que la tumeur franchit la couche basale et atteint le derme, on dit que le cancer est invasif.

Des cellules cancéreuses peuvent ensuite se détacher de la tumeur et emprunter les vaisseaux sanguins ou les vaisseaux lymphatiques pour aller envahir d'autres parties du corps.

Les nouvelles tumeurs qui se forment alors s'appellent des métastases [11].

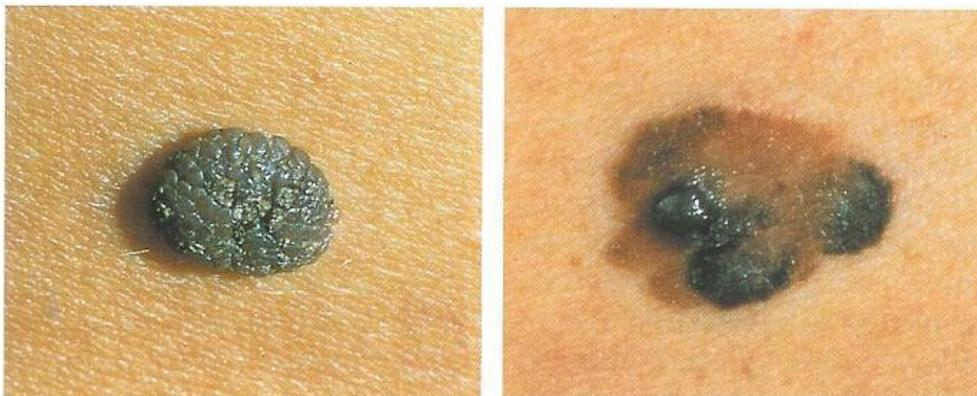


Figure I.13 Graine de beauté normal (à gauche) et mélanome malin (à droite)

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

Il existe 4 types de mélanomes cutanés:

Le mélanome à extension superficielle (Superficiel Spreading Melanoma, SSM) [Cabarro, 2006].

Le SSM (70 %) présente dans un premier temps une lente extension horizontale et superficielle, puis une extension verticale avec une infiltration vers le derme.

Le mélanome nodulaire (Nodular Melanoma, ou NM) [Cabarro, 2006]. Le NM (10 à 15%) est une tumeur agressive verticalement vers le derme et vers les ganglions lymphatiques.

Le mélanome sur mélanose de Dubreuilh (Lentigo Malignant Melanoma, LMM) [Cabarro, 2006].

Cette tumeur (10 à 15 %) survient chez les personnes âgées à partir d'une mélanose, le plus souvent située sur la pommette ou la tempe.

- le mélanome lentigineux des extrémités (Acral Lentiginous Melanoma, ALM) [Cabarro, 2006].

Cette tumeur se développe sur la plante et plus rarement sur la paume. Elle présente un potentiel d'agressivité et d'infiltration des structures sous-jacentes [12].

I.6 LE DEPISTAGE DES CANCERS DE LA PEAU

I.6.1 Surveillersapeau

- Il est recommandé à tous de surveiller régulièrement ses grains de beauté. Pour cela, la règle ABCDE doit être suivie :

➤ **Règle ABCDE :**

- **Asymétrie** : une lésion susceptible d'être un mélanome est de forme asymétrique.
- **Bordure** : une lésion susceptible d'être un mélanome a des bords irréguliers, encochés, polycycliques.
- **Couleur** : une lésion susceptible d'être un mélanome est de couleur hétérogène, du brun clair au noir foncé.

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

- **Diamètre** : une lésion susceptible d'être un mélanome a généralement une taille supérieure à 5 mm.
- **Évolution** : une lésion susceptible d'être un mélanome change d'aspect, de taille, de couleur, d'épaisseur [13].

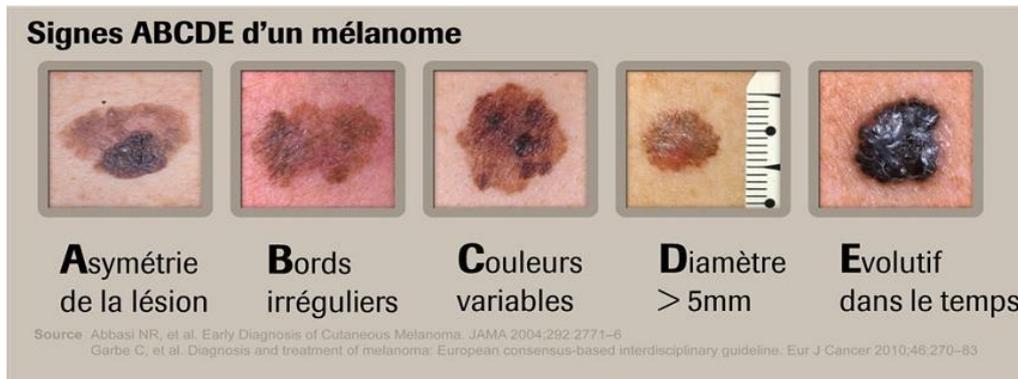


Figure I.14 Règle ABCDE

-CONSULTER UN DERMATOLOGUE



Figure I.15 Dermatoscope

Qu'elle soit motivée ou non par la présence de lésions suspectes, la consultation de dépistage permet au dermatologue d'évaluer l'aspect des grains de beauté et la présence de lésions anormales de la peau sur l'ensemble du corps et de la tête.

Dans le cas de suspicion de cancer, le dermatologue s'aide en repérant les nævi qui ont un aspect différent du profil général des autres nævi du patient [15].

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

I.7 DIAGNOSTIC

I.7.1 Un examen clinique

L'examen clinique permet au médecin de savoir si la lésion est susceptible d'être cancéreuse ou non [17]. Le médecin interroge le patient, en particulier sur d'éventuels facteurs de risque et sur l'évolution du ou des grains de beauté (ou la lésion) suspects. Il effectue aussi un examen des grains de beauté suspects et du reste de la peau [16]. Un grain de beauté est (ou la lésion) suspect s'il présente une des caractéristiques « ABCDE » [11].

I.7.2 Une démoscopie

Cet examen utilise un petit appareil appelé dermatoscope ou dermoscope qui éclaire et grossit les taches de la peau pour effectuer un examen plus précis. Même si l'examen avec un dermoscope n'est pas toujours nécessaire, il améliore la précision du diagnostic lorsqu'il est pratiqué par un médecin expérimenté et formé pour utiliser cet appareil [13].

I.7.3 Biopsie

Si le médecin soupçonne un cancer, il prélève un échantillon de peau à l'endroit de la manifestation suspecte, dans le but de la soumettre à une analyse de laboratoire. Cela lui permettra de savoir si les tissus sont bel et bien cancéreux et cela lui donnera une idée de l'état de progression de la maladie [17].

I.7.4 Autres tests

Si la biopsie révèle que le sujet est atteint de cancer, le médecin demandera d'autres tests pour évaluer de façon plus approfondie le stade de progression de la maladie. Les tests permettent de savoir si le cancer est encore circonscrit localement ou s'il a commencé à se répandre à l'extérieur des tissus cutanés [17].

I.8 LES TRAITEMENTS MEDICAUX DU CANCER DE LA PEAU

I.8.1 Chirurgie

Plusieurs cancers de la peau peuvent être complètement éliminés grâce à une chirurgie. Après avoir anesthésié la peau localement, le médecin extrait la tumeur

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

cancéreuse à l'aide d'un bistouri. Selon la taille, le type et le site du cancer, il peut soit cautériser la plaie, soit la refermer à l'aide de points de suture[18].

I.8.2 Cryochirurgie

Dans le cas de certains cancers de très petite taille ou de lésions précancéreuses, on détruit par un froid extrême (en utilisant de l'azote liquide) les tissus malades[18].

I.8.3 Radiothérapie

Elle est parfois utilisée dans certaines circonstances, par exemple lorsque l'on peut difficilement procéder à une chirurgie, ou encore après une chirurgie, pour tuer les cellules cancéreuses qui subsistent peut-être. Elle consiste à détruire les cellules cancéreuses à l'aide de radiations électromagnétiques, en essayant d'épargner les tissus sains périphériques[18].

I.8.4 Chimiothérapie topique

Parfois, des médicaments anticancéreux peuvent être appliqués directement sur la zone atteinte. Le traitement dure plusieurs semaines[18].

I.8.5 Chimiothérapie systémique

Elle consiste à utiliser, par injection ou sous forme de comprimés, des substances chimiques dans le but de cibler et d'endommager des cellules qui se divisent trop rapidement. Elle est utilisée, notamment, quand le cancer est à un stade de dissémination métastatique[18].

I.8.6 Immunothérapie

L'immunothérapie peut être utilisée pour renforcer le système immunitaire à l'aide de certaines substances, comme l'interféron ou l'interleukine, dans le but de l'aider à lutter contre le cancer[18].

CHAPITRE I

CONTEXTE MEDICAL

I.9 CONCLUSION

Le cancer de la peau est parmi les cancers les plus fréquents, il se caractérise par sa forme irrégulière qui pose un problème lors du diagnostic et du traitement. C'est pour cette raison que les techniques de traitement d'images (segmentation, caractérisation) sont utiles afin d'aider le médecin à diagnostiquer efficacement ce type de cancer. Dans le chapitre suivant nous proposons une technique récemment utilisée dans le traitement des images médicales adaptée aux formes irrégulière : c'est l'analyse par ondelette.

CHAPITRE II

SEGMENTATION PAR ONDELETTE

II.1.1 Introduction :

La segmentation d'images est un processus visant à décomposer une image en un ensemble de régions ou classes ou sous-ensembles - homogènes au sens d'un ou plusieurs critères. Elle joue un rôle prépondérant dans le traitement d'image et dans la vision par ordinateur.

Elle a pour but d'extraire à partir d'une image numérique des informations utiles qui pourront permettre de localiser et de délimiter les entités présentes dans l'image.

Dans ce chapitre nous donnerons donc quelques définitions et notions sur une technique de traitement d'images. Les ondelettes.

II.2 ETAT DE L'ART :

Afin d'améliorer la détection précoce des mélanomes, De nombreux travaux ont été publiés dans ce domaine pour différencier les lésions bénignes des tumeurs malignes. Nous pouvons noter que dans les travaux de Messadi Mohameden, (2010) l'auteur étudie la Caractérisation automatique des tumeurs de la peau par les techniques de traitement et d'analyse d'images, dans un premier lieu il a commencé par une séquence de prétraitement appliquée aux différentes images, pour éliminer les poils entourant la tumeur ainsi qu'une grande partie du bruit résiduel [10].

Ensuite, une segmentation automatique est effectuée à l'image filtrée pour caractériser les informations de contour de la lésion et pour situer la tumeur afin de pouvoir l'analyser ; après, il a appliqué une série d'opérations sur l'image afin d'extraire des attributs spécifiques (A : asymétrie, B : bordure, C : couleur, D: diamètre) pour la caractérisation des tumeurs de la peau. Enfin, il a fournis les différents signes [10].

Il faut aussi noter dans des travaux de Nassima Mezhoud en (2012), l'auteur adapte un modèle flou du Clustering (ACE) et Alternating Cluster Estimation et elle élabore un schéma d'estimation des équations pour définir la relation existante entre l'ensemble des pixels de l'image et les différents clusters. Afin d'estimer les équations de mise à jour de ce modèle.

Une classification automatique des tumeurs de la peau est appliquée dans les travaux de Mahmoud Elgamal en 2013, Où ce dernier était appliqué des techniques hybrides pour

SEGMENTATION PAR ONDELETTE

la classification des images de la peau. Ces techniques hybrides proposées consistent en trois étapes, à savoir l'extraction de caractéristiques, la réduction et la classification. Dans la première étape il a utilisé la transformée en ondelettes pour obtenir les caractéristiques liées à des images, Dans la deuxième étape, les caractéristiques des images de la peau ont été réduites par l'utilisation de l'analyse des composants principale aux caractéristiques les plus essentielles. Au stade de la classification, il a utilisé deux classificateurs basés sur la surveillance et l'apprentissage automatique a été développé. Le premier classificateur basé sur le réseau de neurone artificiel de rétro-propagation feed-forward et le deuxième classificateur basé sur k-voisin plus proche. Les classificateurs ont été utilisés pour classer les sujets comme normaux ou anormaux images de cancer de la peau. Une classification avec un succès de 95% et 97,5% ont été obtenus par les deux classificateurs proposés respectivement. Ce résultat montre que les techniques hybrides proposées sont robustes et efficaces [35].

Dans des travaux de Neenu Paliwal en (2016) l'auteur utilise une approche hybride pour la détection, la segmentation et la classification des cancers de la peau ; elle a basé sur la règle ABCD et à l'aide de la texture, la taille et la forme de fonction extraite sont utilisés pour classer l'image comme Lésion cancéreuse du mélanome ou comme une peau normale [36].

Dans les travaux d'AOUN Maroua et MADANI Habiba en (2016) les auteures utilisent l'approche multi fractale pour la Segmentation et caractérisation des lésions dermatologique elles ont utilisés deux approches, la première est la méthode géométrique pour la segmentation et la deuxième est la méthode statistique dans le but de faire une caractérisation des tumeurs malignes et bénignes [5].

II.3 THEORIE DES ONDELETTES :

II.3.1 Les Ondelettes

L'analyse par ondelettes a été introduite en 1984 par Grossmann et Morlet pour la reconstruction de signaux sismiques appliquée à l'exploitation pétrolière. Il s'agissait de donner une représentation des signaux permettant de faire apparaître simultanément des informations temporelles (localisation dans le temps, durée) et fréquentielles, facilitant l'identification des caractéristiques physiques de la source du signal. Cet outil puissant a ensuite été repris et développé, tant du point de vue pratique que du point de vue théorique pour aboutir à la théorie de l'analyse par ondelettes telle qu'elle existe aujourd'hui [19].

II.3.1.1 Historique

Au début des années 1990, le mathématicien américain Michaël Frazier, spécialiste en analyse harmonique, utilisait une construction mathématique pour extraire d'un fond sonore le bruit caractéristique de la coque d'un sous-marin. A Saint-Louis (Missouri), Victor Wickerhauser utilisait les mêmes mathématiques pour permettre au FBI de stocker les empreintes digitales à moindre coût. À l'Université de Yale, Ronald Coifman s'en servait également pour dévoiler les secrets d'un enregistrement de Brahms au piano. Ces études diverses utilisent un nouveau langage mathématique dont l'alphabet consiste en des 53 oscillations identiques, des « ondelettes », judicieusement étirées ou comprimées. Tout un éventail d'informations (une voix, des empreintes digitales, une photo, des radiographies médicales, des ondes sismiques, des émissions provenant de l'espace) peut être transposé en ce nouveau langage. Souvent cette transformation en ondelettes réduit le temps de calcul, facilite l'analyse, la transmission et la compression de l'information, ou son extraction du «bruit » environnant [28].

Certains chercheurs ont pensé que les ondelettes pourraient supplanter l'analyse de Fourier, un important outil mathématique, vieux de presque deux siècles, utilisé notamment dans le développement de la téléphonie, de l'informatique ou dans le domaine audio-visuel. Maintenant, on constate que les deux langages se complètent. Dans cette optique, il est intéressant de travailler avec un outil qui décompose un signal à la fois en temps et en fréquence : les ondelettes seraient l'équivalent d'une partition pour un signal,

SEGMENTATION PAR ONDELETTE

indiquant non seulement quelles notes (fréquences) on doit jouer mais aussi à quel moment on doit les jouer [28].

La transformation par ondelettes doit son succès à une méthode de discrétisation introduite en 1986 par Stéphane Mallat et Yves Meyer, l'analyse multi résolution, et fortement développée par la suite, notamment par Ingrid Daubechies, éminent Professeur belge de l'Université de Princeton [20].

II.3.1.2 Définition :

Au même titre qu'un sinus, les ondelettes sont des fonctions. Mais des fonctions très particulières pourtant, puisqu'elles doivent remplir de nombreuses conditions afin de pouvoir jouer leur rôle, en quelques sortes, de « sinus amélioré » [21].

Depuis les travaux de Grossman et Morlet, la transformation en Ondelettes est apparue comme un outil performant pour résoudre des problèmes relevant de différents domaines d'application. Très tôt, un intérêt soutenu s'est manifesté à l'égard de la Transformation en ondelettes en traitement d'images [20].

La différence qu'il ya entre la transformée de Fourier et la transformée en Ondelettes est que lorsqu'on décompose une fonction en série de Fourier, on la décompose en fait en fréquence alors que la décomposition en Ondelettes ajoute une dimension, la décomposition est double : en fréquence mais aussi en espace [22].

La transformée en ondelettes décompose le signal sur une base de fonctions analysantes construites à partir d'une fonction dite " ondelette mère " par dilatation et translation[28].

Cependant, l'approche la plus utilisée en pratique, consiste à filtrer le signal en cascade en utilisant des filtres passe-bas et passe-haut complémentaires.

La transformée en ondelettes d'un signal x(t) est donnée par[28] :

$$W_{a,b} = \int_{-\infty}^{+\infty} X(t) \Psi_{a,b}(t) . dt \quad \mathbf{a, b \text{ des réels}}$$

$$\text{Avec : } \Psi_{a,b} = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi \left(\frac{t-b}{a} \right)$$

$\Psi_{a,b}$ Est une famille de fonctions analysantes construites à partir d'une fonction mère Ψ appelée ondelette mère.

$w_{a,b}$ Sont les coefficients d'ondelettes, ils quantifient la ressemblance du signal analysé $x(t)$ avec l'ondelette analysante $\Psi_{a,b}$. Ce coefficient est d'autant plus grande en valeur absolue que la similitude entre $x(t)$ et $\Psi_{a,b}(t)$ est importante. Dans ce cas la notion d'échelle remplace la notion de fréquence.

La constante a représentant l'inverse de la fréquence est appelée facteur d'échelle, sa variation décrit le comportement de dilatation et de concentration de l'ondelette.

La constante b est appelée le pas de translation de l'ondelette, c'est un paramètre de localisation lié au temps. $\Psi_{a,b}(t)$ est l'ondelette obtenue par dilatation a et translation b à partir de l'ondelette mère $\Psi(t)$ [23].

II.3.1.3 Transformée en ondelette continue CWT

La décomposition en ondelettes a été développée au départ pour situer de façon plus précise la position des fréquences composant le spectre d'un signal. En effet la transformée de Fourier permet de calculer le spectre d'un signal sans donner de précision sur la position des éléments spectraux dans le signal. La transformée de Fourier à fenêtre (STFT ou Short term Fourier transform) offre l'avantage de faire correspondre un spectre à une « fenêtre » du signal. La transformée en ondelettes présente, par rapport à la STFT, l'intérêt d'un aspect multi-échelles de la fenêtre d'analyse grâce à l'utilisation d'atomes temps-fréquences réduits à une « petite onde » au lieu d'une fonction continue comme les bases en cosinus et en sinus utilisées pour la décomposition de Fourier et sa version à fenêtre.

A l'origine, la TO est construite comme une transformée qui « projette » un signal sur une famille de fonctions qui sont de « petites ondes » car leur support est limité, contrairement à la transformée de Fourier ou de Gabor. Les coefficients qui résultent de cette projection représentent le degré de similitude de cette petite onde que l'on translate le long du signal et que l'on dilate. Pour chaque valeur de translation et pour chaque valeur de dilatation (ou « échelle ») on crée un nouveau jeu de coefficients. La représentation résultante de l'ensemble des coefficients dans un plan position (ou temps) et échelle s'appelle le « scalogramme ».[27]

Cette représentation imagée vaut bien pour un signal que l'on a échantillonné.

La transformation en ondelettes continue consiste à créer, à partir d'une ondelette mère notée Ψ (qui ressemble à une petite onde) ou encore appelée ondelette analysante, une famille d'ondelettes [24].

La transformée en ondelettes continue d'une fonction f est :

$$\forall x \in R, \forall a > 0, \langle f, \Psi_{x,a} \rangle = \int_R f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-x}{a}\right)$$

x est le paramètre de translation, l'ondelette ψ ayant été déplacée pour être centrée sur x : c'est donc le point autour duquel l'analyse se fait, a est le paramètre d'échelle et décide de la finesse de l'analyse ; plus a est grand, plus $\psi_{x,a}$ est dilatée, donc plus l'analyse se fait sur une large zone de f (figure II.1) [25].

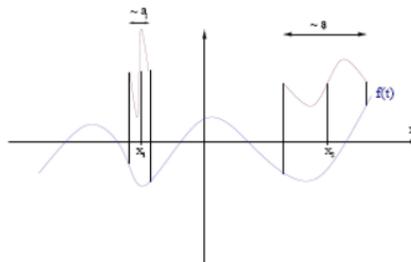


Figure II.1 Translation et dilatation

$$\left(\frac{t-x_1}{a_1}\right) \text{ et } \frac{-1}{\sqrt{a_2}} \Psi\left(\frac{t-x_2}{a_2}\right)$$

II.3.1.4 Transformée en ondelettes discrète DWT:

La famille redondante d'ondelettes discrètes, a été introduite dans le cadre des frames ou structures obliques par Ingrid Daubechies. La redondance d'informations contenues dans cette transformée peut être généralement intéressante dans le cadre de l'analyse des signaux. En effet, elle est intéressante dans la mesure où les conditions que doivent vérifier les ondelettes ne sont pas trop contraignantes. La reconstruction numérique du signal est stable. D'autre part, avec l'introduction des bases orthonormées d'ondelettes, la théorie des ondelettes a pris un tournant décisif dans le sens où cette notion de base orthonormée

SEGMENTATION PAR ONDELETTE

constitue un outil clef entraînement du signal ; elle a des contraintes de rapidité nécessitant le minimum de données possible. Dans la cadre de la théorie des frames, I. Débauchies a proposé une discrétisation des facteurs d'échelle a et de translation b telle que : $a_m = a_0^m$, $m \in \mathbb{Z}$ et $a_0 > 1$ [30]

Alors la famille d'ondelettes est de la forme:

$$\Psi_{m,n}(x) = a_0^{-\frac{m}{2}} \Psi(a_0^{-m}x - nb_0)$$

Une telle discrétisation permet à la famille, à chaque échelle a_m , de couvrir tout le support de signal sans trop de redondance, chaque ondelette étant essentiellement concentrée sur l'intervalle $[a_0^m nb_0, a_0^m(n+1)b_0]$. Par contre la transformée ne sera plus invariante en translation comme la transformée continue, raison de la dépendance des paramètres. Pour exprimer les coefficients de la transformée en ondelette discrète, nous les notons par d_n^m [30]

$$d_n^m = \langle \Psi_{m,n}, f \rangle = a_0^{-\frac{m}{2}} \int \bar{\Psi}(a_0^{-m}x - nb_0) f(x) dx$$

II.3.2 Propriétés des Ondelettes [26]

Les propriétés les plus importantes d'une ondelette sont :

- **L'admissibilité**

Soit une fonction Ψ appartenant à $L^2(\mathbb{R})$ et TF (Ψ) sa transformée de Fourier Ψ

Satisfait la fonction d'admissibilité si :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|TF(\Psi(\omega))|^2}{\omega} d\omega < +\infty$$

- **La localisation**

L'ondelette est une fonction $\Psi(x)$ de $L^2(\mathbb{R})$ ayant la propriété de localisation si elle est à décroissance rapide sur les deux bords de son domaine de définition. La localisation signifie que l'énergie d'une ondelette est contenue dans un intervalle fini. Idéalement,

SEGMENTATION PAR ONDELETTE

l'ondelette est une fonction nulle en dehors d'un intervalle fini. Autrement dit c'est une fonction à support compact.

▪ **L'oscillation**

Une ondelette est une fonction $\Psi(x)$, intégrable et suffisamment oscillante pour être d'intégrale nulle :

$$\int \Psi(t)dt = 0 \Leftrightarrow TF(\Psi(0)) = 0$$

Donc $\Psi(x)$ doit avoir un caractère ondulatoire, qui change de signe au moins une fois

▪ **La translation et la dilatation**

L'analyse par ondelettes associe une famille de copies d'elles même, traduites et dilatées : $\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ avec $a, b \in R$ $a > 0$

II.3.3 Choix de l'ondelette analysante [29]:

Le choix de l'ondelette analysante (ondelette-mère) sera effectuée sur la base d'un test de plusieurs ondelettes analysantes. Ceci se fera sur l'étude de l'erreur existant entre l'image original (l'image d'un cas normal à l'état brut) et l'image de synthèse (l'image après reconstruction). Dans ce sens, un paramètre d'erreur caractérisera la reconstruction (ou synthèse).

L'erreur qui sera calculée à chaque fois est donnée par l'expression suivante :

$$\varepsilon_{ormoy} = \frac{\sum_{i=1}^N |S_{oi} - S_{ri}|}{N}$$

avec S_o : l'image original; S_{oi} : échantillon i de S_o

S_r : l'image de synthèse ; S_{ri} : échantillon i de S_r

L'ondelette analysante choisie sera celle qui présentera la plus faible erreur de reconstruction en respectant les particularités de l'image normale Ceci permettra

d'établir, une fois l'ondelette analysante optimale trouvée, une distinction très facile des bruits.

II.3.4 Exemples d'Ondelettes :

- L'ondelette de Haar

C'est la plus simple des ondelettes : Elle est définie par

$$\left\{ \begin{array}{l} \Psi(x) = 1 \quad \text{si } 0 < x < \frac{1}{2} \\ \Psi(x) = -1 \quad \text{si } \frac{1}{2} < x < 1 \\ \Psi(x) = 0 \quad \text{sinon} \end{array} \right.$$

Cette ondelette est très simple et donc facile à mettre en œuvre algorithmiquement.

De plus, elle est bien localisée en espace. En contrepartie, sa localisation en fréquence n'est pas bonne[24].

- Les dérivées de gaussienne

Elles sont de la forme $\psi(x) = \frac{d^n}{dx^n} \cdot e^{-\pi x^2}$, pour $n \geq 1$ On utilise essentiellement la dérivée seconde, qu'on écrit le plus souvent sous la forme :

On a $\widehat{\psi}(\xi) = k \cdot \xi^2 e^{-2\pi^2 \xi^2}$, où K est une constante[24].

- L'ondelette de Morlet

Il s'agit de la gaussienne modulée $\psi(t) = e^{-\pi^2 t^2} e^{2i\pi k_0 t}$, avec par exemple, $k_0 = 5$

Sa transformée de Fourier est une gaussienne décalée de k_0 est vaut $\psi(\omega) e^{-\pi(\omega - k_0)^2}$. $\Psi(0)$ ne vaut pas zéro : n'est pas à proprement parler une ondelette. Cependant, si k_0 est suffisamment grand $\Psi(0)$ est négligeable ; par exemple pour $k_0=5$, $\Psi(0)$ est environ égale à 10^{-8} . Cette fonction est couramment utilisée comme une ondelette complexe analytique[25].

SEGMENTATION PAR ONDELETTE

- Les dérivées de gaussienne

Elles sont de la forme $\psi(x) = \frac{d^n}{dx^n} \cdot e^{-\pi x^2}$, pour $n \geq 1$ On utilise essentiellement la dérivée seconde, qu'on écrit le plus souvent sous la forme :

On a $\hat{\psi}(\xi) = k \cdot \xi^2 e^{-2\pi^2 \xi^2}$, où K est une constante [24].

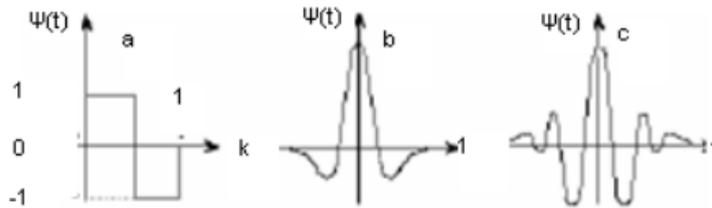


Figure II.2 Exemple d'ondelette de Morlet

II.4. ONDELETTE BIDIMENSIONNELLE:

Les bases d'ondelettes 2D sont obtenues par translations et dilatations de trois ondelettes élémentaires $\{\Psi_D, \Psi_V, \Psi_H\}$ qui oscillent dans les directions horizontale, verticale, et diagonale. Ces ondelettes bidimensionnelles s'obtiennent par un produit séparable d'ondelettes monodimensionnelles. La Figure II.3 montre un exemple d'ondelettes 2D [30]

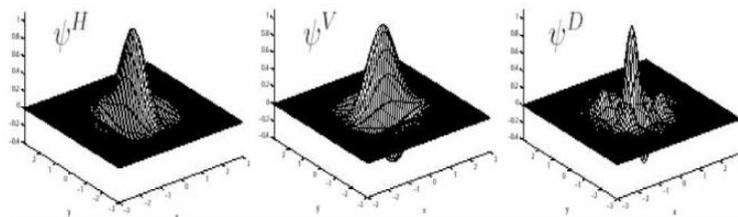


Figure II.3: Exemple d'un triplé de fonctions ondelettes en 2D

II.4.1 Décomposition par ondelettes :

Algorithme récursif de Mallat :

Le principe de l'algorithme consiste à diviser en quatre l'image à chaque itération : trois blocs concernant les détails de l'image, et le quatrième correspondant aux informations les plus importantes (les basses fréquences), qui sert de base pour la prochaine itération [31]

SEGMENTATION PAR ONDELETTE

Pour décomposer cette image, on utilise donc deux filtres issus du choix d'ondelette : un filtre passe-haut et un filtre passe-bas.

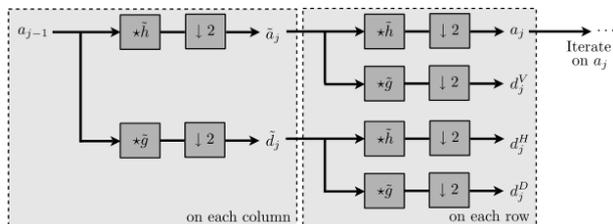


Figure II.4 Décomposition par ondelette 2D

II.4.2 Reconstruction par ondelettes:

La reconstruction du signal se fait récursivement. Nous additionnons l'interpolation du signal approché $A^j f$ à la résolution j avec l'interpolation de chaque signal des détails D_j^1, D_j^2, D_j^3 à la même résolution pour obtenir le signal approché à la résolution j^{-1} , Ce processus est ensuite répété jusqu'à arriver à $A_1 f$ qui est le signal discret originale[30].

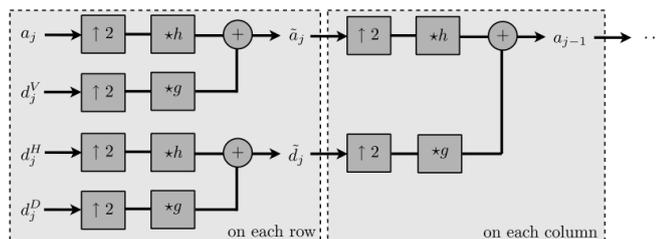


Figure II.5 Reconstruction par ondelette 2D

SEGMENTATION PAR ONDELETTE

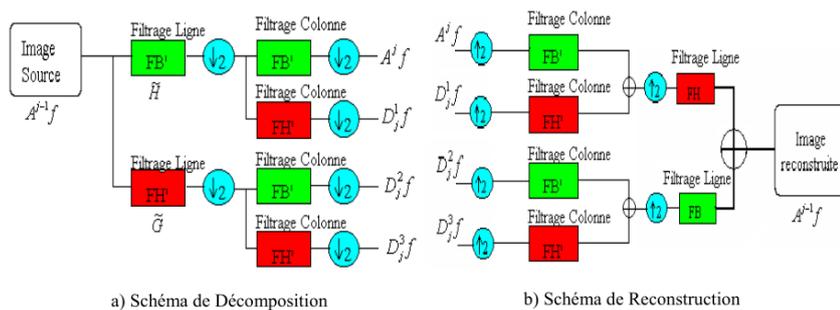


Figure II.6: Transformée en ondelette 2D

a) Schéma de décomposition ; b) Schéma de reconstruction

II.4.3 Exemple d’application de segmentation par ondelette



Figure II.7 exemple de segmentation des tumeurs de la peau par ondelette

a) image a segmenté, b) Résultatde segmentation

Ici on a présenté un exemple de segmentation par ondelette, en utilisant l’ondelette analysante **bior6.8** au **2eme** niveau de décomposition.

Avec : la surface = 5282 ; le périmètre = 355 ; la compacité = 1.8987 et le temps de calcule = 4.641907 s

II.5. CONCLUSION :

Nous avons présenté dans ce chapitre une vision globale sur l'outil utilisée dans ce travail pour la segmentation des lésions dermatologiques par ondelettes, cette technique est très utilisée en traitement d'image et spécifiquement en vision par ordinateur, pour résoudre les problèmes qui visent à minimiser au maximum les données et surtout le temps de calcul.

La richesse de texture des lésions dermatologiques nous a conduits à choisir l'approche hybride pour extraire toutes les informations pertinentes contenues dans ces lésions. Les résultats obtenus sont présentés dans le chapitre suivant.

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

III.1 INTRODUCTION :

Dans ce chapitre nous nous intéressons à l'implémentation et l'application de l'algorithme de segmentation par notre méthode (hybridation entre les ondelettes et l'Analyse en composante principale ACP) sur les images dermatologique. Ce programme nous amène à détecter avec précision les tumeurs dans les images dermatologiques qui présentent un sérieux problème dans le traitement d'image, car les propriétés des tumeurs qui peuvent atteindre la peau sont en générale un peu difficile à l'extraire. Les résultats obtenus sont décrits et discutés en détail dans ce qui suit.

III.1.1 Méthode proposé:

- Choix de l'Analyse en composante principale : l'analyse en composante principale permet de réduire la dimensionnalité des données et réduit donc le coût de calcul et d'analyser des nouvelles données.
- Choix de **DWT** : La transformée en ondelettes est un outil efficace pour la l'extraction des caractéristiques, car ils nous permettent d'analyser l'image à divers niveaux de résolution. Aussi elle nous permet une résolution temps/fréquence des images.

Donc à la fin on obtient un système plus rapide, plus efficace dans un temps réduit.

III.2 ENVIRONNEMENT DU TRAVAIL

Pour réaliser ce travail, nous avons choisi le langage de programmation MATLAB (MATRIX LABORARY)

C'est un outil de simulation largement diffusé et utilisé, il effectue une présentation claire et précise des différentes techniques.

MATLAB offre une capacité de traitement très puissante et une souplesse réalisation par rapport à d'autres langages de programmation.

MATLAB permet aussi de programmer de manière rapide des différents calculs scientifiques et surtout qui font appels à la manipulation des matrices.

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

Nous avons implémenté des testes sous MATLAB R2014, exécuté sur un Pc (HP Intel Core (TM) I3-4005U CPU1.70GHz, 2,00Go)

III.3 DESCRIPTION DE LA BASE DE DONNEES

Pour valider nos algorithmes de segmentation, nous utilisons une base de données réelle téléchargeable sur internet contient plus de 320 images des travaux de Joaquim [Joaquim, 2009]. Ces images sont des images couleurs dans le format RVB de dimension 512x486 pixels. Chaque image a une lésion qui se trouve au centre, entourée par la peau normale et parfois par une teinte variable bruitée [32].

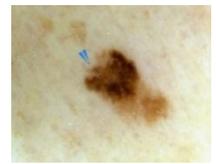
Les différentes lésions dans ces images offrent une très grande variété dans leur taille, forme et couleur, ce qui explique que le diagnostic est parfois difficile à déterminer. La figure en dessous illustre des exemples des images de notre base de données, ces images représentent les différents types des tumeurs (les tumeurs bénignes, les mélanomes, et naevus atypiques) [32]



a



b



c

Figure III.1 quelque exemple de notre base de donnée a)-tumeur bénigne b)- tumeur maligne, c)-naevus atypiques

III.4 ALGORITHME :

Notre algorithme proposé basé sur les techniques de transformées en ondelettes discrètes DWT et l'analyse en composants principale PCA, Il consiste a des phases suivantes: réduction de caractéristiques, extraction de caractéristiques, et la phase de segmentation comme illustré sur la Fig. (III.2).

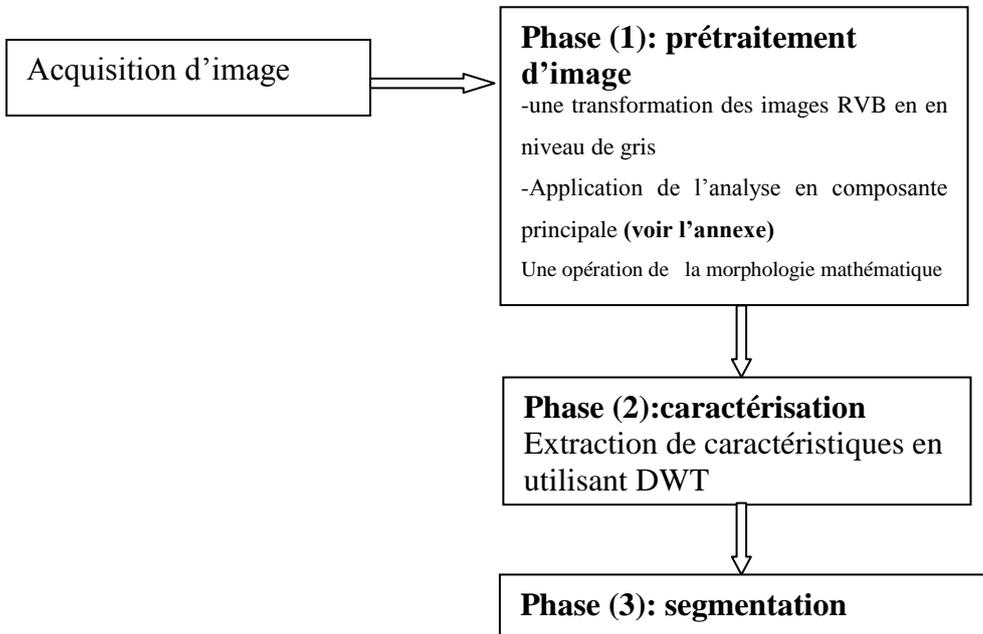


Figure III.2 Diagramme de la technique proposée

III.4.1 Prétraitement :

Le prétraitement d'images est une étape très importante dans le traitement d'images afin d'améliorer leur qualité et faciliter la tâche pour extraire l'information. En effet la mise en place des méthodes de segmentation robustes est extrêmement difficile dans le cas des images étudiées; les difficultés rencontrées lors de cette opération sont en effet nombreuses et variées, elles concernent à la fois, les variations de luminosité rencontrées dans l'image, la variabilité des couleurs, donc, Avant de pouvoir extraire les informations pertinent dans une image, il est nécessaire de commencer par une étape de prétraitement pour l'amélioration de l'image et pour éliminer tous qui est inutile suivis d'une étape de segmentation afin de localiser la tumeur.

Afin d'amélioré nos images nous avons proposé une série d'opération de prétraitement :

- **une transformation des images RVB en une image en niveau de gris**
- **Application de l'analyse en composante principale**

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

On a utilisée l'analyse en composante principale(ACP) sur l'image en NG, Cette dernière permet de réduire le nombre de variable et de rendre l'information moins redondante dans l'image.

- Une opération de morphologie mathématique :

Une fermeture morphologique est appliqué avec un élément structurant de forme circulaire et de taille **1**, pour la majorité des images testé mais a part quelque images ayant des caractéristique différent on a utilisé pour lui un élément structurant de forme circulaire et de taille **2**, qui sert a rebouche toutes les parties du fond plus étroites que l'élément structurant, et déforme les coins concaves de l'image. Donc elle élimine tous qui est au fond mais a part la tumeur.

-Une transformation par ondelettes :

Après les opérations au dessus, maintenant on appliquant la transformée en ondelettes, cette étape est très essentielle pour réduire les bruits dans l'image (par exemple : élimination du poile dans l'image).aussi, extraire ces caractéristiques et donc garder que la zone tumorale.

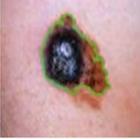
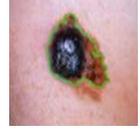
Pour cela on a testé différent famille d'ondelettes (biorthogonale, symlette, coiflette) sur des images dermatologique de type (maline et bénigne) avec différents niveau de décomposition pour choisir l'ondelette approprier qui nous donne des bonne résultats.

Le tableau ces dessous montre les résultats de segmentation et les paramètres d'évaluation avec différents famille d'ondelettes au 1er niveau et au 2eme niveau :

1 ^{er} niveau			
	Surface	Périmètre	compacité
 bior6.8	6740	333	1.3092

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

 bior1.1	439	439	34.9345
 Sym3	6789	335	1.3154
 Sym4	6727	333	1.3118
 Coif2	6673	335	1.3383
 Coif5	6743	334	1.3165
2eme niveau			
 bior6.8	8170	332	0.5744
 bior1.1	7662	386	1.5475
 sym3	7483	384	1.5681
 Sym4	6668	335	1.3393

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

 Coif2	6668	335	1.3393
 Coif5	6804	335	1.3125

Tableau III.1 comparaison entre différent types d'ondelettes

On a testé aussi notre algorithme au 3^{ème} niveau de décomposition et nous n'avons rien obtenu comme résultats.

On remarque que l'ondelette **bior6.8** est l'ondelette la plus performante au **2^{ème}** niveau de décomposition, car Ils nous montrent une grande précision surtout au niveau de la valeur de compacité au 2^{ème} niveau de décomposition.

Pour obtenir cette ondelette appropriée on a calculé aussi l'erreur commise entre l'image originale et l'image reconstruite " ϵ ".

1^{er} niveau	
ondelette	Erreur (ϵ)
bior6.8	1.59
sym3	1.85
db2	1.88
Coif5	1.93
2^{ème} niveau	
bior6.8	0.42

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

sym3	0.85
db2	0.98
Coif5	1.04

Tableau III.2 Exemple de calcul de l'erreur (ϵ) pour différent type d'ondelette

Donc pour l'ondelette **bior6.8** on a trouvé une erreur ϵ qui égale à **0.42**

III.4.2 Segmentation :

Après l'étape de pré traitement on a effectuée a notre image résultante une segmentation automatique par le **seuillage d'Otsu** sur chacune des sept sorties d'ondelette en deuxième niveau de décomposition, Puis calculer un nouveau seuil à partir de la somme des sept seuils d'Otsu et les diviser par cinq.

Ensuite on a calculé la transformée inverse d'ondelette pour revenir a notre image traité, puis une opération de quantification est appliquer qui permet de réduire la place mémoire nécessaire pour le stockage.

III.4.2.1 Détection des contours :

Pour obtenir une meilleure segmentation, **(1)** une itération **d'Edge Canny** est appliquer a l'image pour tracé clairement les contours de tumeur uniquement.

Le détecteur d'Edge Canny assure la bonne localisation de la tumeur et la bonne détection de ses contours, aussi la clarté de réponse c'est-à-dire une seule réponse par contour.

III.4.3 Reconstruction :

- En fin on a fait la reconstruction pour obtenir notre image finale segmenté.

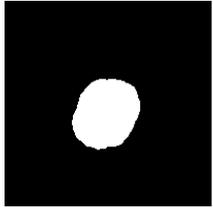
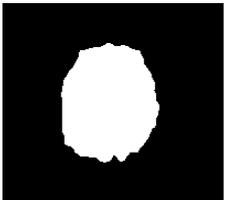
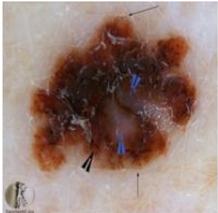
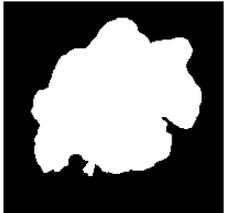
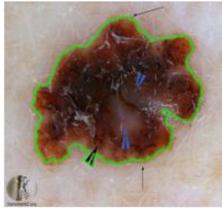
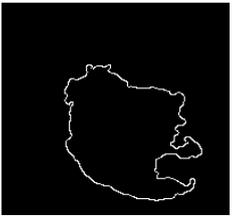
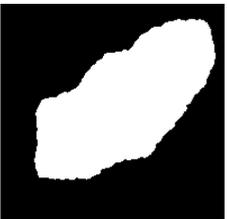
III.5 RESULTAT ET INTERPRETATION :

1. La méthode de segmentation par ondelettes a été testée sur l'ensemble des images de notre base de données. Pour évaluer notre méthode on a tracé le contour de

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

l'image segmenté et le superposé sur l'image originale. Les résultats obtenus sont illustrés sur le tableau III.3 de A jusqu'à 2.J. avec **(BIOR 6.8, 2eme niveau)**

	Image originale	Image segmenté	Résultat de segmentation
A			
B			
C			
D			
E			

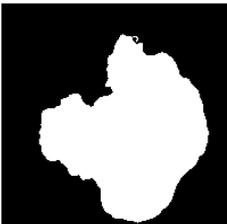
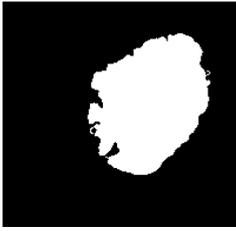
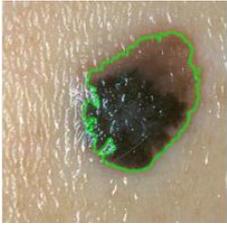
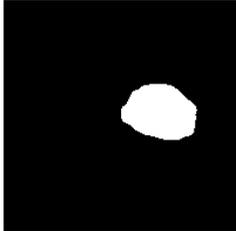
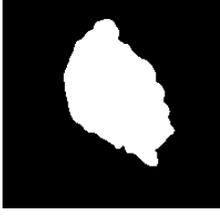
F			
G			
H			
I			
J			

Tableau III.3 Résultats de segmentation des tumeurs de la peau par l'approche hybride.

III.5.1 Discussion :

Nous avons présenté une application de l'approche hybride dans le cadre de la segmentation d'images dermatologique, L'application visant à l'extraction d'information utile correspondant aux tissus pathologiques d'une partie de la peau et le traitée.

Presque toutes Les figures montrent une bonne segmentation des structures anatomiques pour l'ensemble des données à savoir la taille et la position des lésions Nous n'observons que les résultats dépendent surtout au choix d'ondelette appropriée et le niveau de décomposition qui convient.

III.5.2 Evaluation de la méthode proposée :

Notre évaluation se fait en deux manières, d'une manière visuelle puis d'une manière qualitative.

➤ Evaluation visuelle

Nous avons choisis à décrire quelques méthodes de segmentation des images dermatologiques pour faire une comparaison entre notre approche, et ces méthodes, à fin de trouver celle qui est ou qui sont les plus efficaces dans la segmentation des images dermatologiques, pour détecter avec une grande précision les structures pathologiques, à fin de faciliter la tâche au personnel médicale.

Nous commençons tout d'abord par une description globale des différentes techniques de segmentation Nous citons parmi celles : le seuillage manuel, la segmentation par Croissance de régions.

III.5.2.1 Segmentation par seuillage Manuel:

Le seuillage est la technique de segmentation la plus répandue pour extraire les objets du fond de l'image. Les avantages de cette technique sont sa facilité de mise en œuvre et son efficacité dans les systèmes en temps réel.

Cette technique est basée a séparer les éléments d'une image et uniquement sur l'intensité de niveaux de gris des éléments la constituant et elle consiste à repérer les modes de l'histogramme (zones de forte densité) et rechercher les frontières entre ces modes dans les zones de faible densité.

Pour effectuer une segmentation manuelle, il faut avoir déterminé le seuil (la valeur de partition) à appliquer à l'image : le seuillage permet de sélectionner les parties de l'image qui intéressent l'opérateur. Pour sélectionner des objets, il faut donc choisir des limites entre lesquelles les pixels devront être pris en compte [33].

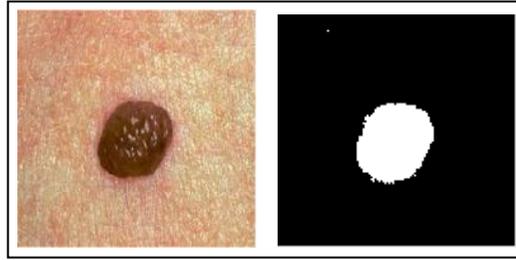


Figure III.3 Exemple de segmentation par seuillage manuelle

III.5.2.2 Segmentation par Croissance de régions :

Les algorithmes de croissance de régions sont fondés sur l'agrégation progressive des pixels à partir d'un point initial appelé « germe », selon un critère. Les points voisins du germe sont successivement examinés ; s'ils vérifient le critère d'agrégation, ils sont inclus à la région et deviennent à leur tour un germe; dans le cas contraire, ils sont rejetés [34].

L'algorithme comporte deux étapes:

1. Trouver les points de départ des régions.
2. Faire grossir les régions par agrégation des pixels voisins,

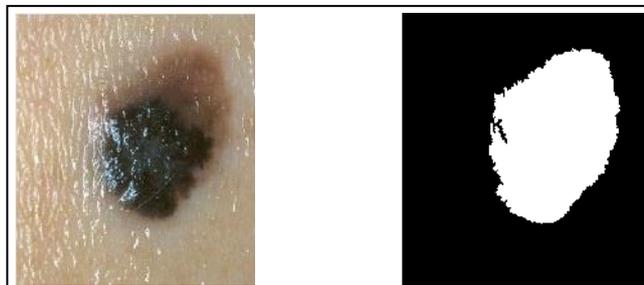
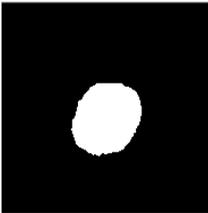
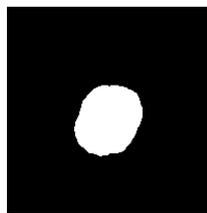
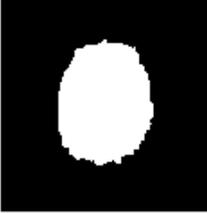
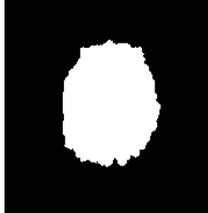
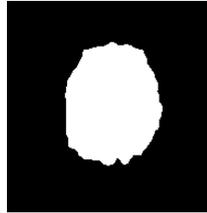
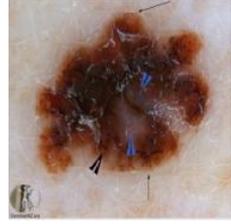
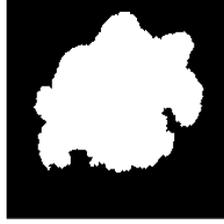
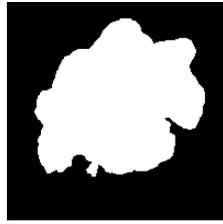


Figure III. 4 Exemple de segmentation par Croissance de régions : a) image originale, b) segmentation par Croissance de régions

III.5.3 Résultats de segmentation par les trois méthodes :

	Image originale	Image segmenté par seuillage manuelle	Image segmenté par croissance de région	Image segmenté par l'approche hybride
A				
B				
C				
D				

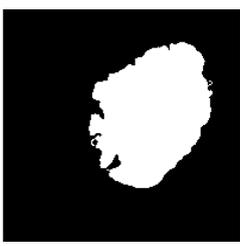
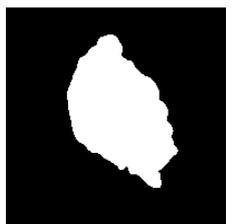
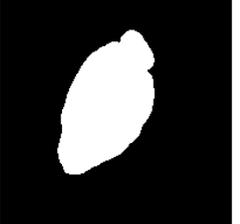
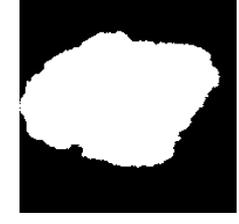
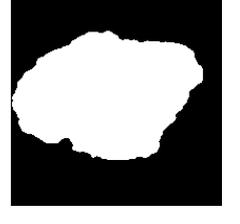
E				
F				
J				
H				

Tableau III.4 Résultats de segmentation par les trois méthodes.

III.5.3.1 Discussion :

L'algorithme classique de seuillage manuel est un algorithme simple à mettre en œuvre mais n'est plus rapide et n'est plus efficace cet algorithme a quelques inconvénients : dont il faut à chaque fois initialiser deux seuils qui s'adaptent à la zone tumorale tous dépend de l'histogramme de chaque image.

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

L'algorithme de croissance de région est largement utilisé pour la segmentation des images de la peau pour la détection des tumeurs, avec cet algorithme on a vu que les tumeurs sont bien détectés de manière plus rapide que l'algorithme de seuillage manuel mais les contours des images ne sont pas lisse et la taille de l'image est s'agrandi un petit peu par rapport a l'image originale, ainsi qu'il ne s'adapte pas pour différent forme d'image.

L'algorithme de segmentation par l'approche hybride est très utile dans la segmentation des tumeurs de la peau, il donne des bons résultats dans l'extraction exacte de la tumeur. Cet algorithme préserve les caractéristiques initiales de la tumeur (la taille, la position, la forme, l'intensité des pixels, le contour...etc).

L'avantage majeur de cet algorithme par rapport aux autres algorithmes c'est que l'exécution ne change pas tous dépend de choix des pixels de l'objet et de fond.

- Pour bien comparer entre ces trois méthodes on a superposé les contours des images segmentés par l'approche hybride et par l'algorithme de croissance de région sur l'image segmenté par la méthode de e seuillage manuelle les résultats obtenus sont présenté au dessous.

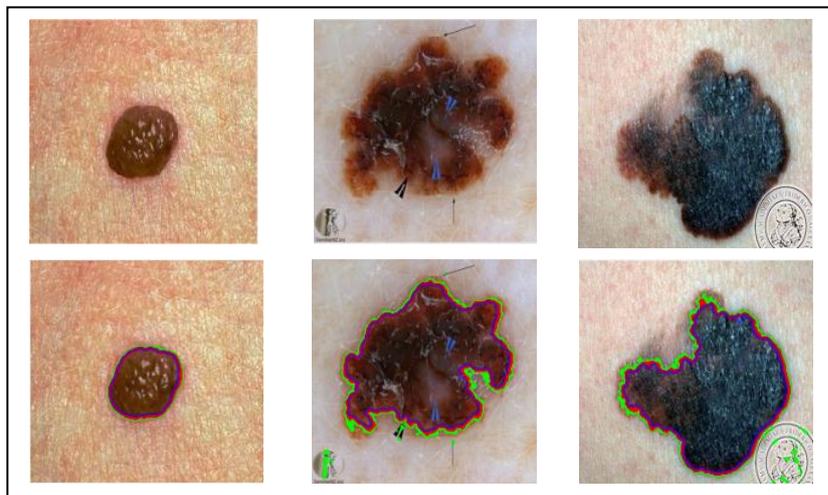


Figure III.5 résultat de segmentation des images dermatoscopiques par les trios méthodes notre approche (bleue), seuillage manuelle (verte) et croissance de région (rouge)

On remarque que le contour qui appartient en bleu et qui correspond a notre approche se situe a l'intérieur des autres contours ce qui signifier qu'il est le plus proche à l'image originale donc sa veut dire une bonne segmentation par l'approche hybride.

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

➤ **Evaluation qualitative**

III.6 CALCUL DES PARAMETRES :

III.6.1 Paramètres de forme :

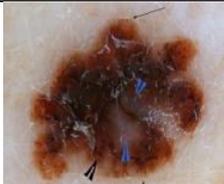
Pour valider notre algorithme on a calculé les paramètres de forme suivants : la surface, le périmètre, la compacité, avec le temps de calcul.

-La surface : $S = \sum \sum I$ avec **I** l'image segmenté.

-le périmètre : $p = \sum \sum 2 \times \pi \times r$.

- la compacité : $C = \frac{p^2}{4\pi S}$

➤ **Calcule des paramètres par différent méthodes :**

Image à segmenter	Type de méthode	Surface	Périmètre	Compacité	Temps de calcul(s)
	Méthode hybride	3483	192	0.4350	3.294293
	croissance de région	6814	193	0.8422	3.180696
	Seuillage manuelle	3169	190	0.9065	0.904583
	Méthode hybride	8117	318	0.5531	0.441215
	croissance de région	15955	333	0.9914	2.802457
	Seuillage manuelle	8172	332	1.0733	1.049578
	Méthode hybride	15619	530	0.8711	0.213191
	croissance de région	29472	568	1.4312	3.463590

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

	Seuillage manuelle	16225	757	2.8106	1.010168
	Méthode hybride	14650	501	0.7455	0.400706
	croissance de région	27764	510	1.3634	4.161397
	Seuillage manuelle	14722	821	3.6434	1.051044
	Méthode hybride	8960	426	0.6491	0.353640
	croissance de région	19616	400	1.6118	4.007869
	Seuillage manuelle	10207	585	2.6681	2.434823
	Méthode hybride	8170	332	0.5744	0.352385
	croissance de région	16489	345	1.0736	8.280327
	Seuillage manuelle	10144	777	4.7361	0.835563
	Méthode hybride	6933	297	0.7267	0.412344
	croissance de région	10524	310	1.0125	3.268572
	Seuillage manuelle	8516	925	7.9954	0.905913
	Méthode hybride	15911	458	0.5612	0.348673
	croissance de région	31590	472	1.0491	3.398032
	Seuillage manuelle	17865	1173	6.1289	0.927275

Tableau III.5 les paramètres des images segmentées par les trois méthodes

III.6.1.1 Discussion :

Pour mieux percevoir l'intérêt de la segmentation par l'approche hybride, nous avons proposé de comparer les paramètres calculées sur les images segmentées par notre méthode et par l'algorithme de croissance de région et seuillage manuelle.

Nous avons calculé la surface, le périmètre et la compacité des images segmentées par les trois méthodes de segmentation.

Tous d'abord, nous avons remarqué que la compacité des images segmentées par l'approche hybride est plus petite que celle des images segmentées par croissance de région et seuillage manuelle. Ainsi le temps de calcul remarquer par cet approche est faible pour un algorithme qui combiner entre deux méthode et qui besoin d'un grand tems de calcul.

Cela veut dire que la segmentation par l'approche hybride est plus précise et parfaite.

Ensuite, nous avons vu que la compacité des images segmentées par l'algorithme de croissance de région est plus petite que celle des images segmentées par seuillage manuelle ce qui montre une bonne segmentation par croissance de région.

Enfin, on peut dire que la segmentation par l'approche hybride donne des résultats plus précis et exacts par rapport à les deux autres méthodes.

III.6.2 Indice de Jaccard et Indice de Dice [35] :

-L'indice de **Sørensen-Dice**, connu aussi sous les noms d'indice de Sørensen, coefficient de Dice et d'autres noms encore est un indicateur statistique qui mesure la similarité de deux échantillons.

$$d(X, Y) = \frac{2 |X \cap Y|}{|X| + |Y|}$$

-L'indice et la distance de **Jaccard** sont deux métriques utilisées en statistiques pour comparer la similarité et la diversité (en) entre des échantillons. Elles sont nommées d'après le botaniste suisse Paul Jaccard.

$$J(X, Y) = \frac{|X \cap Y|}{|X \cup Y|}$$

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

Pour calculé ces deux indices on a prendre l'image obtenir par l'algorithme du seuillage manuelle comme image de référence.

III.6.2.1 Résultat

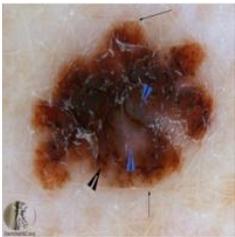
Image	Type de méthode	Indice de Jaccard	Indice de Dice
	Méthode hybride	0.4505	0.7867
	croissance de région	0.4013	0.6315
	Seuillage manuelle	0.3904	0.0068
	Méthode hybride	0.3977	0.8067
	croissance de région	0.4013	0.6315
	Seuillage manuelle	0.3428	0.0056
	Méthode hybride	0.9992	0.8079
	croissance de région	0.0132	0.0492
	Seuillage manuelle	0.1628	0.0026

Tableau III.6 calcule de l'indice de JACCARD et l'indice de DICE

III.6.2.2 Discussion :

Ces deux indices mesurant la présence ou l'absence d'espace entre deux échantillons, Leur valeurs peut varier de **0** (quand X et Y sont disjoints) à **1**(quand X et Y sont égaux)

Donc a partir des résultats que on a obtenue par le calcule de ces deux indice en remarque que les valeurs les plus proche a **1** correspond a notre approche ce qui montre une bonne segmentation par l'approche hybride.

III.7 CONCLUSION:

Dans ce travail nous avons présenté une nouvelle approche de segmentation basé sur l'hybridation entre deux méthodes, cet approche est très performante dans la détection des tumeurs et les lésions de la peau, elle est rapide, efficace et exécutable dans un temps réduit.

A fin d'évaluer notre travail, nous avons proposé deux autres algorithmes de segmentation par seuillage manuelle et par croissance de région pour faire une simple comparaison entre ces algorithmes dans la détection exacte et précise de la zone pathologique. Ainsi on a calculé quelque paramètre pour bien confirmé sur cette comparaison.

Les résultats de notre approche sont très clairs, satisfaisants et exacte.

CHAPITRE III

MISE EN ŒUVRE DE L'APPLICATION

Conclusion générale

Conclusion générale

Dans ce travail, nous avons proposé un outil très connus en traitement d'image afin d'aboutir à une détection précoce des tumeurs surtout le type malin présentes dans les images dermatologique pour prévenir la formation d'un cancer de la peau. Or grâce à la grande révolution que connaît la segmentation aujourd'hui, des nouvelles techniques sont découvrir afin de détecter les lésions, faciliter le diagnostic des pathologies, suivre les maladies et collaborer à l'interprétation des images médicales..

Le traitement des images médicales offre beaucoup d'outils qui facilitent cette tâche. En effet, nous avons proposé dans ce travail un système de détection des tumeurs en faisant combiner deux méthodes (Analyse en composante principale(ACP) et la transformée en ondelette discret(DWT)).

L'analyse en composante principale(ACP) nous a permet une réduction des données inutile dans l'image et donc garder que les informations pertinent.

La transformée en ondelette discret(DWT) est un outil très efficace dans l'extraction des caractéristique dans les images.

Donc la coopération de ces outils permet une meilleure différenciation des zones suspectes dans les images dermatologiques.

La combinaison entre ces deux méthodes nous a offre de générer un système plus automatique et efficace dans un temps de calcule réduite.

Dans la 1ère partie on a présenté une vision globale sur l'anatomie de la peau et les différentes tumeurs (maline et bénigne) qu'il souffre puis, la 2eme partie est dédiée à une description de la technique utilisé dans la segmentation pour avoir une idée sur la démarche de cette technique.

La dernière partie c'est l'application de cette approche sur les images dermatologiques (tumeur bénigne et maline) et le comparé avec d'autre méthodes tel que le seuillage manuelle et croissance de régions pour différencier, localiser et détecter avec précision les zones pathologiques. On a calculé aussi les paramètres d'évaluation tel que la surface, le périmètre,

Conclusion générale

la compacité, le temps de calcul, l'indice de Jaccard et l'indice de Dice pour valider notre méthode.

Donc on peut dire que cette approche hybride est un système très efficace dans la détection des tumeurs de la peau grâce à sa grande précision. Ses résultats sont clairs, satisfaisants, et précis.

- En perspectives, grâce à sa grande précision, l'utilisation de l'approche hybride (analyse en composante principale et transformée en ondelette discrète) peut être étendue pour d'autres types d'images avec différentes modalités d'imagerie médicale tel que les images cérébrales afin de délimiter la zone de traitement et d'éliminer le bruit ou les artefacts contenus dans ces images, ainsi que pour la segmentation des images 3D.
- Nous proposons également d'intégrer au niveau de l'approche proposée une méthode « intelligente Règle (ABCDE) » permettant de spécifier les tumeurs (malignes ou bénignes) afin de justifier l'action thérapeutique qui doit être suivie.

Annexes

A- Analyse en composantes principales

L'analyse en composantes principales (ACP ou PCA en anglais pour principal component analysis), ou selon le domaine d'application la transformation de Karhunen–Loève (KLT)¹, est une méthode de la famille de l'analyse des données et plus généralement de la statistique multivariée, qui consiste à transformer des variables liées entre elles (dites « corrélées » en statistique) en nouvelles variables décorrélées les unes des autres. Ces nouvelles variables sont nommées « composantes principales », ou axes principaux. Elle permet au praticien de réduire le nombre de variables et de rendre l'information moins Il s'agit d'une approche à la fois géométrique² (les variables étant représentées dans un nouvel espace, selon des directions d'inertie maximale) et statistique (la recherche portant sur des axes indépendants expliquant au mieux la variabilité la variance des données). Lorsqu'on veut compresser un ensemble de variables aléatoires, les premiers axes de l'analyse en composantes principales sont un meilleur choix, du point de vue de l'inertie ou de la variance.

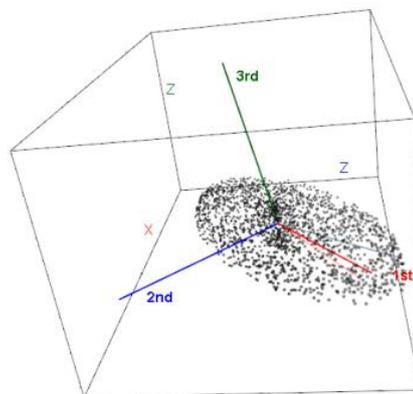


Figure A.1 les axes de coordonnées de dimension P

Le principe de cette technique consiste à remplacer une famille de variables par de nouvelles variables de variance maximale, non corrélées deux à deux et qui sont des combinaisons linéaires des variables d'origine. Ces nouvelles variables, appelées composantes principales, définissent des plans factoriels qui servent de base à une représentation graphique plane des variables initiales. L'interprétation des résultats se restreint généralement aux deux premiers plans factoriels, sous réserve que ceux-ci expliquent la majeure partie de la variance du nuage des variables initiales.

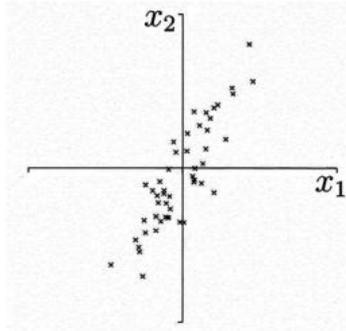


Figure A .2 espace d'observation
vectoriel bidimensionnel

Analyse de séries dynamiques d'images

L'ACP, désignée en général dans le milieu du traitement du signal et de l'analyse d'images plutôt sous son nom de transformée de Karhunen-Loève (TKL) est utilisée pour analyser les séries dynamiques d'images, c'est-à-dire une succession d'images représentant la cartographie d'une grandeur physique, comme les scintigraphies dynamiques en médecine nucléaire, qui permettent d'observer par gamma-caméra le fonctionnement d'organes comme le cœur ou les reins.

Dans une série de P images, chaque pixel est considéré comme un point d'un espace affine de dimension P dont les coordonnées sont la valeur du pixel pour chacune des P images au cours du temps. Le nuage ainsi formé par tous les points de l'image peut être analysé par l'ACP, (il forme un hyper-ellipsoïde à P dimensions) ce qui permet de déterminer ses axes principaux.

B- La morphologie mathématique

La morphologie mathématique est une théorie et technique mathématique et informatique d'analyse de structures qui est liée avec l'algèbre, la théorie des treillis, la topologie et les probabilités.

Le développement de la morphologie mathématique est inspiré des problèmes de traitement d'images, domaine qui constitue son principal champ d'application. Elle fournit en particulier des outils de filtrage, segmentation, quantification et modélisation d'images. Elle est également utilisable en traitement du signal, par exemple pour filtrer les variations d'une mesure (physique, biologique) au cours du temps.

Les opérateurs morphologiques se divisent en deux types :

- **Les opérateurs morphologiques élémentaires:** l'érosion et la dilatation.

- **Les opérateurs morphologiques composées** : elles sont formées par une application successive d'opérateurs morphologiques élémentaires, parfois combinés avec des opérateurs ensemblistes tels que l'union, la différence, etc.

Le principe de base de la morphologie mathématique est de comparer l'image à analyser par rapport à un ensemble de géométrie connue appelé élément structurant (ES).

La forme et la taille de l'élément structurant sont choisies en fonction des éléments d'intérêt dans l'image. Pour des images binaires, l'élément structurant est un sous-ensemble. Pour des images à teintes de gris, il peut s'agir soit d'un sous-ensemble (ES plan) soit d'une petite image à teintes de gris (ES non-plan).

La forme des éléments structurants peut être choisie librement, mais quelques propriétés mathématiques des transformations morphologiques dépendent du choix de l'élément structurant (par exemple si l'élément structurant contient le centre ou pas).

1. Les opérateurs morphologiques élémentaires

L'érosion et la dilatation sont les opérateurs de base de la morphologie mathématique. Elles sont à l'origine d'un très grand nombre de transformations plus élaborées (fonction distance, squelette ...).

a) Erosion

L'opération de l'érosion (notée $\varepsilon_B(X)$) d'un ensemble X par un élément structurant B , est l'ensemble des points x de R^2 tels que B soit entièrement inclus dans X lorsque B est centré en x .

$$X \ominus B_x = \{x \in R^2, B_x \subset X\}$$

(*Erosion d'une image binaire*)

b) Dilatation

L'opération de dilatation (notée $\delta_B(X)$), est en fait l'opération duale de l'érosion. On obtient le dilaté d'un ensemble X par un élément structurant B en prenant la totalité de la surface recouverte lorsque l'origine de B occupe successivement toutes les positions $x \in X$.

$$X \oplus B_x = \{x \in R^2, B_x \cap X \neq \emptyset\}$$

(*Dilatation d'une image binaire*)

2. Les opérateurs morphologiques composés

Puisque l'érosion et la dilatation sont des opérateurs morphologiques élémentaires, il vient à l'esprit de combiner ces opérations, ces transformations ont tendance à lisser les contours des particules.

a) Ouverture

L'opération d'ouverture est obtenue par la succession d'une érosion et une dilatation est l'ouverture (notée γ_B).

$$X \bullet B = \{x \in R^2, (B \ominus X) \oplus B\}$$

L'ouverture morphologique a pour effet d'éliminer les zones de détecteurs de taille inférieure à celle de l'élément structurant et reconstruire la forme de l'objet, l'ensemble ouvert est plus régulier et moins riche en détails que l'ensemble initiale. L'ouverture peut déconnecter les ensembles, elle joue en fait le rôle d'un filtrage morphologique le plus réponsus.

b) Fermeture

En inversant l'ordre des opérations utilisées pour définir l'ouverture, nous obtenons une nouvelle opération appelée fermeture (notée ϕ_B). Cette opération est réalisée en enchaînement d'une dilatation suivie d'une érosion par l'élément structurant.

$$X \bullet B = (X \oplus B) \ominus B$$

La fermeture morphologique permet de remplir les trous dans l'image, elle peut relier deux particules connexes pour n'en faire qu'une.

- Algorithme

Début

- Chargement de l'image d'entrée
- Effectuer une dilatation de l'image d'entrée
- Effectuer une érosion de l'image dilatée
- Affichage et/ou de l'image de sortie

Fin.

Un exemple d'application une ouverture et une fermeture est montrée dans la figure 5.

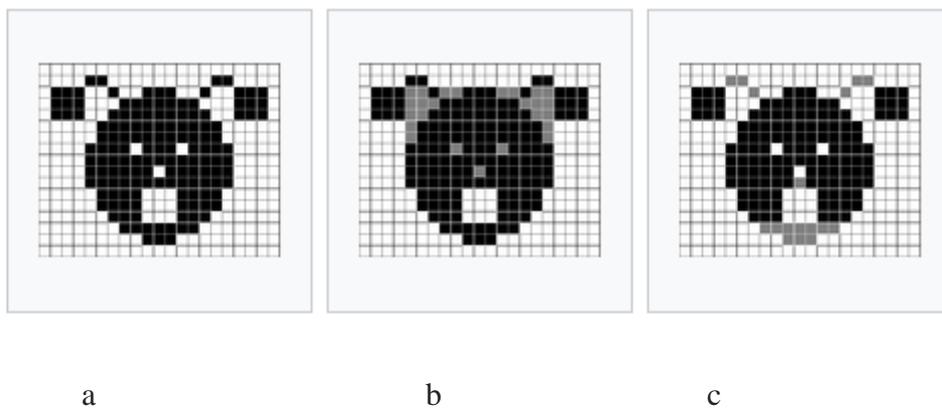


Figure B. 1 a) image originale b) Fermeture par un carré 3x3 : les pixels noirs et gris font partie de l'ensemble résultant c) Ouverture par un carré 3x3 : seuls les pixels noirs font partie de l'ensemble résultant

C- Filtre de Canny

Le **filtre de Canny** (ou détecteur de Canny) est utilisé en traitement d'images pour la détection des contours. L'algorithme a été conçu par John Canny en 1986 pour être optimal suivant trois critères clairement explicités :

1. bonne détection : faible taux d'erreur dans la signalisation des contours,
2. bonne localisation : minimisation des distances entre les contours détectés et les contours réels,
3. clarté de la réponse : une seule réponse par contour et pas de faux positifs

Développement du filtre de CANNY

a)- Réduction du bruit

La première étape est de réduire le bruit de l'image originale avant d'en détecter les contours. Ceci permet d'éliminer les pixels isolés qui pourraient induire de fortes réponses lors du calcul du gradient, conduisant ainsi à de faux positifs.

Un est utilisé dont voici l'opérateur de convolution :

$$G_{(x,y)} = \text{filtrage gaussien 2D } \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}$$

b)- Gradient d'intensité

Après le filtrage, l'étape suivante est d'appliquer un gradient qui retourne l'intensité des contours. L'opérateur utilisé permet de calculer le gradient suivant les directions X et Y, il est composé de deux masques de convolution, un de dimension 3×1 et l'autre 1×3 :

$$G_x = [-1 \ 0 \ 1] ; G_y = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ -1 \end{bmatrix}$$

La valeur du gradient en un point est approximée par la formule :

$$|G| = |G_x| + |G_y|$$

et la valeur exacte est :

$$|G| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$$

c)- Direction des contours

Les orientations des contours sont déterminées par la formule :

$$\theta = \pm \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right)$$

Nous obtenons finalement une carte des gradients d'intensité en chaque point de l'image accompagnée des directions des contours.

d)- Suppression des non-maxima

La carte des gradients obtenue précédemment fournit une intensité en chaque point de l'image. Une forte intensité indique une forte probabilité de présence d'un contour. Toutefois, cette intensité ne suffit pas à décider si un point correspond à un contour ou non. Seuls les points correspondant à des maxima locaux sont considérés comme correspondant à des contours, et sont conservés pour la prochaine étape de la détection.

Un maximum local est présent sur les extrema du gradient, c'est-à-dire là où sa dérivée s'annule.

e)- seuillage des contours

La différenciation des contours sur la carte générée se fait par seuillage à hystérésis.

Cela nécessite deux seuils, un haut et un bas; qui seront comparés à l'intensité du gradient de chaque point. Le critère de décision est le suivant. Pour chaque point, si l'intensité de son gradient est :

- Inférieur au seuil bas, le point est rejeté ;
- Supérieur au seuil haut, le point est accepté comme formant un contour ;
- Entre le seuil bas et le seuil haut, le point est accepté s'il est connecté à un point déjà accepté.

Une fois ceci réalisé, l'image obtenue est binaire avec d'un côté les pixels appartenant aux contours et les autres.

Bibliographie

[1] Djamel REMACH, « Contribution à l'étude expérimentale et numérique du comportement hyperélastique et anisotrope de la peau humaine ». Thèse pour obtenir le titre de docteur de l'université de Franche-Comté, 13 décembre 2013

[2] Hélène Le Roy, « Caractérisation des cellules souches cancéreuses de la peau humaine: Implication de la voie de signalisation de l'EpidermalGrowth Factor Receptor dans le contrôle de la différenciation des cellules souches de l'épiderme. Cellular Biology », Université du Droit et de la Santé-Lille II, 2009.French.

[3] Groupe d'unification des techniques de soins Hôpitaux de stages, SMI de l'I.C.H.V. HES-SO Valais, Filière soins infirmiers, septembre 2011, Mis en ligne le 23.09.2011 (date de consultation février)

[4]http://blog.univ-angers.fr/sante/files/2013/05/medecine_anatomie_et_physiologie.pdf (avril 2018)

[5] AOUN Maroua et MADANI Habiba «Segmentation et caractérisation des lésions dermatologique par l'approche multifractale»,Thèse pour obtenir le titre de master en GENIE BIOMEDICAL de l'université de Abou BakrBelkaïd de Tlemcen, faculté de Technologie, 24 mai 2016.

[6] Marina SIMON, « Analyse par microfaisceau d'ions. Application à l'étude de la fonction barrière cutanée et à la nanotoxicologie in vitro », Thèse pour obtenir le titre de docteur de l'université de Bordeaux 1, 7 décembre 2009

[7] Delphine Séhédic, « Importance de la classification moléculaire dans la prise en charge de patients atteints de mélanome métastatique », Thèse pour obtenir le titre de docteur en pharmacie de l'université de Nantes, faculté de pharmacie.

[8] Marine Amouroux, « Caractérisation de la transformation néoplasique de la peau par spectroscopies optiques sur fantôme de mélanome et carcinome épidermoïde murin photo induit », Sciences du Vivant. Université Henri Poincaré - NancyI, 2008.

- [9] http://blog.univ-angers.fr/sante/files/2013/05/medecine_anatomie_et_physiologie.pdf(avril 2018)
- [10] MessadiMahammed «Caractérisation automatique des tumeurs de la peau par les techniques de traitement et d'analyse d'images»,Thèse pour obtenir le titre de docteur en GENIE BIOMEDICAL de l'université de Abou BakrBelkaïd de Tlemcen, faculté de Technologie, 06 Juillet 2010.
- [11] http://www.cpoq.org/pathologies/fichiers/pathologies_12.pdf (date de consultation avril)
- [12] www.ligue-http://www.doccancer.net (date de consultation avril)
- [13] Delphine Séhédic, « Importance de la classification moléculaire dans la prise en charge de patients atteints de mélanome métastatique », Thèse pour obtenir le titre de docteur en pharmacie de l'université de Nantes, faculté de pharmacie, 7 mars 2012
- [14] Mélanome: un guide pour les patients – Basé sur les recommandations de l'ESMO - v.2013.1 (date de consultation avril)
- [15] <http://www.e-cancer.fr/cancerinfo/les-cancers/melanomes-de-la-peau/les-differents-types-de-tumeur-de-la-peau/les-melanomes-de-la-peau>(mars 2018)
- [16] <http://www.fondation-arc.org/Les-cancers-de-la-peau/le-depistage-des-cancers-de-la-peau.html>(mars 2018)
- [17] http://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=cancer_peau_pm(avril 2018)
- [18] <http://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=cancer-peau-pm-traitements-medicaux-du-cancer-de-la-peau>(avril 2018)(avril 2018)
- [19] : Pierrick Bourgeat, « *Segmentation d'Images De Semi-conducteurs Appliquée A La Détection De Défauts* », Thèse de Doctorat, Université De Bourgogne, Juillet 2004.
- [20]: Lucas Quarta, « *Une Introduction A La Théorie Des Ondelettes* », Institut de Mathématique, cours de l'Université de Mons-Hainaut, 22 novembre 2001.

- [21]: Sanchez Lucie, Meurisse Christophe, « *Traitement Des Images Par Les Ondelettes* », Rapport de mini-projet, 2ème semestre 2005-2006, ENSICAEN.
- [22]: Claire Lacour, « *Utilisation des ondelettes en statistiques* », 14 janvier 2005.
- [23]: Abdelhamid Miloudi, Bélaïd Bouzouane, Nacer Hamzaoui et Ammar Benchaala, « *Détection de défauts de machines tournantes par la méthode des ondelettes* », 16ème Congrès Français de Mécanique, Nice, 1-5 septembre 2003.
- [24]: Sonia Hamnane, « *De l'Analyse De Fourier Traditionnelle Aux Ondelettes : Une Approche Par Le Signal Musical* », Mastère de Mathématiques - M1, Université Pierre et Marie Curie, Année 2004-2005.
- [25]: Olivier Le Cadet, « *Méthodes d'ondelettes pour la segmentation d'images. Applications à l'imagerie médicale et au tatouage d'images* », Laboratoire de Modélisation et Calcul (LMC / IMAG), Institut National Polytechnique de Grenoble, Thèse de Doctorat, 28 septembre 2004.
- [26]: A. Boukhriss et C. Ben Amar, « Les Réseaux d'Ondelettes Pour La Crypto-Compression d'Images », REGIM (Research Group on Intelligent Machines), Ecole Nationale d'ingénieurs de Sfax (ENIS), Tunisie, SAI'2006 10-11-12 Février 2006.
- [27]: Patrice Brault, « *Estimation De Mouvement Et Segmentation d'Image* », Université Paris-Sud XI Faculté des Sciences d'Orsay, France, Thèse de Doctorat, 29 novembre 2005.
- [28]: TOUAMI Rachida « SEGMENTATION DES IMAGES MEDICALES PAR ONDELETTES », Thèse pour obtenir le titre de Magister en Informatique de Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed Boudiaf, 2010/2011
- [29]: Afrique SCIENCE 01(1) (2005) 1 - 13 ISSN 1813-548X S. M. Debbal* et F. Bereksi-Reguig « Choix de l'ondelette analysante et classification de signaux phono cardiogrammes en fonction des souffles surajoutés », de Université de A.B.BekrBelkaid, BP 119 Tlemcen, 07 Octobre 2004
- [30]: BOUKLIHACENE ISMAIL « COMPRESSION D'IMAGES MEDICALES PAR ONDELETTES DE SECONDE GENERATION », Thèse pour obtenir le titre de Docteur en

Electronique biomédicale de l'Université ABOU BEKR BELKAID TLEMCEN, Faculté De Technologie 14 septembre 2014

[31]: www-ljk.imag.fr/membres/Valerie.Perrier/SiteWeb/node16.html(mai 2018)

[32]:Dermatologic Image Database, University of Auckland, New Zealand. Available from:
<http://dermnetnz.org/doctors/dermoscopy-course/> (accessed on 15.06.2009).

[33] :dspace.univ-tlemcen.dz/.../1/Segmentation-des-Images%20.pdf(mai 2018)

[34] :http://fr.wikipedia.org/wiki/Mesure_de_similarit%C3%A9(mai 2018)

[35]: MAHMOUD ELGAMAL «AUTOMATIC SKIN CANCER IMAGESCLASSIFICATION», Article dans (IJACSA) International Journal of Advanced Computer Science and Applications, Vol. 4, No. 3, 2013.

[36] : NeenuPaliwal«SKIN CANCER SEGMENTATION, DETECTION AND CLASSIFICATION USING HYBRID IMAGE PROCESSING TECHNIQUE», Article dansInternational Journal of Engineering and Applied Sciences (IJEAS)ISSN: 2394-3661, Volume-3, Issue-4, April 2016.