

République Algérienne Démocratique et populaire  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique  
Université Abderrahmane Mira-Bejaia  
Faculté de Technologie  
Département Electronique



## Mémoire de Magister

En vue de l'obtention du diplôme de Magister en Automatique et Traitement de Signal

**Option : Système.**

Elaboré par : Kasmi Reda

Ingénieur d'état en électronique à l'université de Bejaia

### Thème

---

# Technique de Traitement d'Image pour la détection précoce de mélanomes

---

Soutenu le: 26/04/2011

Devant le jury composé de :

Président	Mr	ALKAMA REZZAK	M.C.	Univ. de Bejaia
Rapporteur	Mr	MOKRANI KARIM	M.C.	Univ. de Bejaia
Examineur	Mr	MENDEL BOUBEKEUR	Prof.	Univ. de Bejaia
Examineur	Mr	BERRAH SMAIL	M.C.	Univ. de Bejaia

**-Année 2011-**

*Mes remerciements s'adressent à Mr K.MOKRANI MC.A au département d'électronique de l'université de Bejaia, pour avoir dirigé et accordé beaucoup d'intérêt à mon travail. Je le remercie aussi pour sa disponibilité et surtout de m'avoir souvent aidé par ses conseils précieux.*

*Mes remerciements sont également à*

*M. EMRE CELEBI professeur en informatique a l'université Louisiane (Shreveport, LA, USA),*

*WILLIAM V. STOECKER, médecin dermatologiste à l'université de Missouri, et professeur assistant de Internal Medicine-Dermatology de l'université de Missouri-Columbia*

*RANDY H. MOSS, professeur en génie électrique a l'université Missouri*

*pour leurs documentations et leurs conseils précieux*

*Mes remerciements sont également destinés aux membres du jury qui ont acceptés d'examiner ce travail, et tous les enseignants que j'ai pu côtoyer.*

“Start by doing what's necessary, then do what's possible, and suddenly you are doing the impossible.”

Saint Francis of Assisi

En essayant continuellement on finit par réussir.  
Donc: plus ça rate, plus on a de chance que ça marche.

Rouxel Jacques

A tous ceux qui me sont chers

## Sommaire

<i>Introduction</i> .....	7
<i>Chapitre I</i> .....	8
I. Méthode de Menzies.....	8
A. Caractéristiques négatives .....	8
1. Symétrie .....	8
2. Présence d'une couleur .....	8
B. Caractéristiques positives.....	8
II. Liste des 7 points de contrôle.....	9
III. Liste des 3 points de contrôle.....	9
IV. Règle ABCD .....	9
A. Asymétrie .....	10
1. Asymétrie de forme.....	10
2. Asymétrie de pigmentation.....	10
3. Asymétrie de couleur .....	10
B. Bord .....	10
C. Couleurs.....	11
D. Structures .....	11
1. Réseau pigmenté.....	11
2. Points.....	11
3. Globules.....	12
4. Voile bleu-blanc.....	12
5. Structure vasculaire atypique.....	12
V. TDS ( <i>Total dermoscopy score</i> ) .....	12
<i>Chapitre II</i> .....	14
I. Pré traitement .....	14
A. Filtrage.....	14
B. DullRazor .....	15
1. Algorithme de DullRazor .....	16
2. Remplacement des pixels des poils.....	17
3. Lissage .....	18
C. Transformée Karhunen-Loève.....	18
D. Méthode d'Otsu .....	20
E. Axe de symétrie .....	21
II. Techniques appliquées.....	23

A.	Couleur .....	23
a.	Système RVB.....	23
b.	Système XYZ .....	23
c.	L'espace $L^*a^*b$ .....	24
B.	Bord .....	25
C.	Couleur .....	27
D.	Différentes structures & propriété géométrique.....	27
1.	Différentes structures .....	27
a.	Réseau Pigmenté.....	27
b.	Voile bleu-blanc.....	28
2.	Propriété géométrique.....	28
a.	Caractéristiques de symétrie.....	28
a.1.	Index d'asymétrie .....	28
a.2.	Index d'allongement.....	28
b.	Irrégularité du bord .....	29
b.1.	Index de compacité (densité).....	29
b.2.	Dimension fractale .....	29
b.3.	Raideur de bord.....	30
b.4.	Transition de pigmentation.....	30
c.	Variation de couleur .....	30
c.1.	Homogénéité de couleur .....	30
c.2.	Corrélation entre photométrie et géométrie .....	31
d.	Forme .....	31
d.1.	Ellipticité.....	31
d. 2.	Circularité.....	31
e.	Diamètre.....	32
	<i>Chapitre III</i> .....	33
I.	Préparation de image.....	33
1.	Filtre médian .....	33
2.	DullRazor .....	34
3.	Segmentation .....	34
4.	Détection de contour .....	35
III.	Extraction des caractéristiques .....	35
A.	Asymétrie .....	35
1.	Asymétrie de forme.....	35

2. Asymétrie de luminance.....	35
3. Asymétrie de couleur .....	36
B. Bord .....	36
C. Couleur .....	37
D. Différentes structures & propriétés géométriques.....	38
1. Différentes Structures .....	38
a. Réseau Pigmenté.....	38
b. Voile bleu-blanc.....	40
2. Propriété géométrique.....	41
IV. Application et résultats .....	42
<i>Conclusion</i> .....	45

# *Introduction*

L'incidence des cancers cutanés (mélanomes) augmente régulièrement depuis plusieurs décennies dans le monde [1], le mélanome est devenu le troisième cancer commun pour la population entre 30 et 40 ans, l'incidence est de 5 à 15 nouveaux cas pour 100.000 habitants par an en Europe. Ce taux est bien plus élevé en Australie et en Nouvelle-Zélande (40 à 50 nouveaux cas pour 100.000 habitants par an). En Europe, l'incidence diminue du Nord vers le Sud avec 15 nouveaux cas pour 100.000 habitants par an en Scandinavie et 5 à 7 nouveaux cas pour 100.000 habitants par an au pourtour de la Méditerranée. En Algérie les seules données dont nous disposons sont de 10 cas en 10 ans à Tlemcen [2]. Une autre manière de se rendre compte de l'importance du mélanome est l'estimation du risque cumulatif de développer un mélanome sur une vie : 1% environ en France et en Hollande, 1,5% aux Etats-Unis, 3 à 4% en Australie et jusqu'à 5,7% en Nouvelle-Zélande et en Australie [3].

Jusqu'à aujourd'hui il n'existe aucun traitement médical contre l'avancée du mélanome, la seule façon de le traiter est l'exérèse (opération chirurgical), qui élimine les cellules cancéreuse. Une détection précoce des mélanomes est délicate vu que les lésions formées par les cellules cancéreuses se confondent avec les lésions bénignes (grain de beauté). Cette difficulté nécessite un spécialiste expérimenté et prend beaucoup de temps. Une campagne de détection de mélanomes touchant une large population n'est possible que si l'opération est automatisée et à la portée d'un non spécialiste. Il est donc nécessaire de développer un outil d'aide au diagnostique fiable et d'utilisation aisée.

En général, les dermatologues utilisent la règle ABCD pour le diagnostique de mélanomes, ou les paramètres A, B, C, et D caractérisent les propriétés géométriques et structurelles de la lésion. Le but de notre travail est d'utiliser les techniques de traitement d'images pour automatiser la règle ABCD pour le développement d'un outil d'aide au diagnostique pour la détection de mélanomes.

Le premier chapitre est consacré aux présentations des algorithmes qui ont été développés dans le but de différencier entre les lésions bénignes et malignes.

Le deuxième chapitre contient les différentes techniques de traitement d'images utilisées en vue d'une automatisation de la règle ABCD.

Le troisième chapitre est consacré à la description des applications des techniques décrites dans le deuxième chapitre et les résultats trouvés.

# Chapitre I

## Détection de mélanomes

Dans le but de différencier entre les lésions mélanocytaires bénignes et malignes plusieurs algorithmes ont été développés, méthode de Menzies, liste des 7 points, liste des 3 points et la règle ABCD.

### I. Méthode de Menzies

L'algorithme de Scott Menzies permet de différencier un mélanome des lésions bénignes, la lésion est identifiée comme mélanome si nous avons absence des caractéristiques négatives et présence d'au moins une des caractéristiques positives. [4]

#### A. Caractéristiques négatives

##### 1. Symétrie

La symétrie est vérifiée par rapport aux structures pour tout axe passant par le centre de gravité, la symétrie de forme n'est pas vérifiée.

##### 2. Présence d'une couleur

Les couleurs recherchées sont : noire, grise, bleue, rouge, marron foncée et tan.

#### B. Caractéristiques positives

La présence d'une de ces structures (voile bleu-blanc, points marrons multiples, pseudopodes (enveloppes), couleurs multiples (5 ou 6), globules et points de périphérie, points bleu gris multiples, réseau pigmenté élargi, courant radial).

## II. Liste des 7 points de contrôle

Cette méthode se distingue par trois critères majeurs, et quatre critères mineurs (**Tab. I.1**). Chaque critère majeur a un score de deux points, et chaque critère mineur a un score d'un point. Pour envisager le diagnostique de mélanome il doit y avoir au moins un score total de trois points. [4]

	Points de contrôle	Score des 7 points
critères majeur	Réseau pigmenté atypique	2
	Voile bleu-blanc	2
	Architecture vasculaire atypique	2
critères mineur	Taches d'encre ( <i>blotch</i> )	1
	Globules et points irréguliers	1
	Régression	1
	Striure (rayure) irrégulier	1

**Tab. I.1** : La liste des 7 points de contrôle

## III. Liste des 3 points de contrôle

Cette méthode se base sur la détection de trois critères, l'asymétrie, réseau atypique et les structures bleu-blanc. La présence de deux ou trois structures suggère que la lésion examinée est suspecte. [4]

## IV. Règle ABCD

La règle ABCD est basée sur un système de notation qui différencie les lésions mélanocytes en trois catégories bénignes, suspectes et malignes. Ceci est accompli par le calcul du *Total Dermoscopy Score* (TDS) pour la lésion, le score est divisé en trois groupes [4]:

Categories	TDS Score
Bénigne	<4.75
Suspecte	4.75 à 5.45
Maligne	>5.45

**Tab. I.2:** Classification selon la règle ABCD

La règle ABCD considère quatre paramètres A : l'Asymétrie, B : Bord, C : couleur, D : différentes structures.

## A. Asymétrie

La lésion est partagée par deux lignes orthogonales, la première coupe la lésion par sa plus 'grande symétrie' et l'autre est alors placée à 90°. L'asymétrie prend en compte la forme, la couleur et la distribution des structures. La lésion qui est symétrique par rapport aux deux axes prend zéro point, asymétrie à un seul axe prend un point et l'asymétrie par rapport aux deux axes prend deux points. Le score de l'asymétrie varie de 0 à 2 points.

### 1. Asymétrie de forme

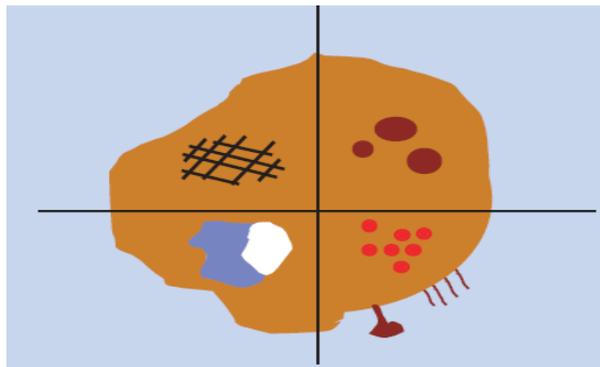
L'asymétrie de la forme par rapport à son axe principal, est évaluée par la différence des surfaces des deux moitiés de part et d'autre de l'axe principal, le même procédé est effectué pour le deuxième axe.

### 2. Asymétrie de pigmentation

L'asymétrie peut être évaluée par la distribution de la pigmentation. L'idée est de calculer la différence de luminance entre les deux moitiés de la lésion le long des deux axes de symétrie. Si cette différence dépasse un seuil prédéfini, il y a une asymétrie de pigmentation [5].

### 3. Asymétrie de couleur

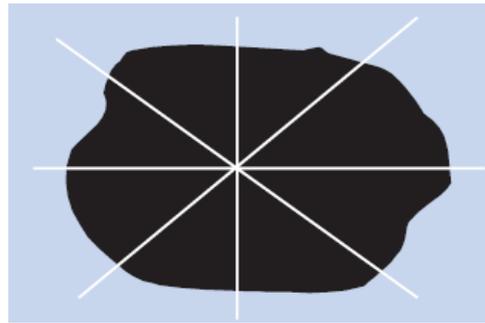
L'asymétrie de couleur par rapport à un axe de symétrie est estimée en se référant à la moyenne couleur des régions se trouvant à la même distance de part et d'autre de cet axe. Le procédé est vérifié pour les deux axes de symétries.



**Fig.I.1:** Asymétrie (forme, couleur et structure).

## B. Bord

La lésion est divisée en huit portions égales (à 45 degrés), puis le contour de chaque portion est évalué selon sa régularité. Un contour d'une portion prend un point s'il est irrégulier, sinon il prend zéro point. Le score total varie de 0 à 8 points.



**Fig.I.2:** Division de la lésion en huit portions égales.

### C. Couleurs

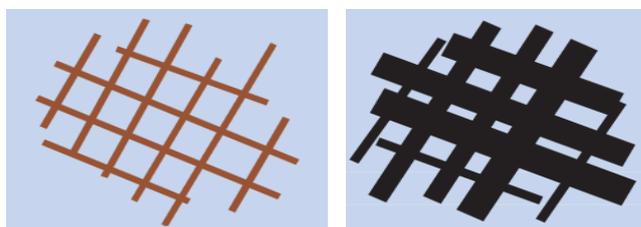
Vu que la lésion maligne peut avoir 6 couleurs, marron claire, marron foncée, noire, blanche, rouge, bleue grise. Les points sont distribués pour chaque couleur potentielle du mélanome. Les points sont rangés de 1 à 6. [4, 5]

### D. Structures

On recherche les cinq structures potentielles du mélanome (réseau pigmenté, points, globules, voile-bleu gris, structure vasculaire atypique). Un point est affecté pour chaque structure, ce qui donne un score de 1 à 5 points.

#### 1. Réseau pigmenté

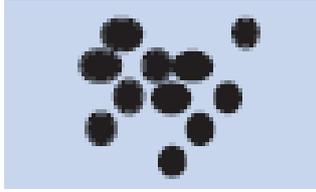
C'est une toile constituée de lignes noires, marron ou grises et rarement blanches. Il existe deux types de réseaux : typique : des lignes et des vides uniformes et réguliers de couleur uniforme avec des terminaisons qui se fondent avec le contour, et atypique : des lignes et des vides non uniformes de couleur noire et/ou marron avec des discontinuités brusques aux limites de la lésion.



**Fig.I.3:** Réseau pigmenté, gauche: typique, droite : atypique

#### 2. Points

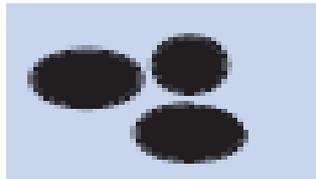
Des structures très petites (inférieures à 0.1mm de diamètre) de couleur noire, marron et grise.



**Fig. I.4:** Points.

### 3. Globules

Des structures petites de différentes formes (rondes, ovales) et de taille variant entre 0.1mm et 0.3mm de diamètre, de couleur noire, marron et grise.



**Fig. I.5:** Globules.

### 4. Voile bleu-blanc

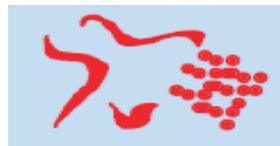
Tâches de couleur bleue entachées de blanc.



**Fig. I.6 :** Voile bleu-blanc.

### 5. Structure vasculaire atypique

Vaisseaux sanguins irréguliers associés aux réseaux pigmentés



**Fig. I.7 :** Structure vasculaire atypique

## V. TDS (*Total dermoscopy score*)

Il est calculé en multipliant le nombre de points calculés pour chaque étape (ABCD), par un poids correspondant. Le tableau suivant résume le calcul du TDS [4]

<b>Caractéristiques</b>	<b>points</b>	<b>Poids</b>	<b>TDS</b>
<i>Asymétrie</i>	<i>0-2</i>	<i>1.3</i>	<i>0-2.6</i>
<i>Bord</i>	<i>0-8</i>	<i>0.1</i>	<i>0-0.8</i>
<i>Couleur</i>	<i>1-6</i>	<i>0.5</i>	<i>0.5-3.0</i>
<i>Différent structure</i>	<i>1-5</i>	<i>0.5</i>	<i>0.5-2.5</i>
<b>TDS (<i>Total dermoscopy score</i>)</b>			<b>1.0-8.9</b>

**Tab. I.3** : Calcul du TDS (*Total dermoscopy score*).

Dans ce mémoire on a choisi d'automatiser la règle ABCD, d'une part c'est la règle dont les autres méthodes ont été inspirées, et d'autres parts elle prend en compte un grand nombre de caractéristiques et de paramètres par rapport aux autres méthodes. Cela nous permettra une meilleure distinction entre lésions.

# Chapitre II

## Techniques de traitement d'image

### I. Pré traitement

#### A. Filtrage

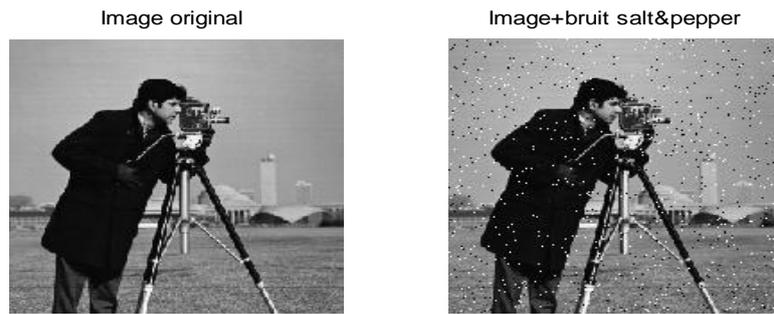
Le choix du type de filtre à appliquer est lié à la nature des bruits affectant l'image. Les images de notre base de données étant affectées par des bruits de type impulsions, nous avons utilisé un filtre médian.

La valeur d'un pixel donné est remplacée par la valeur médiane des pixels contenus dans la fenêtre d'analyse:

$$\begin{bmatrix} 34 & 134 & 231 & 195 & 147 & 133 \\ 45 & 98 & 131 & 125 & 107 & 102 \\ 67 & 120 & 10 & 114 & 167 & 230 \\ 55 & 99 & 103 & 130 & 207 & 297 \\ 30 & 111 & 231 & 145 & 201 & 203 \\ 23 & 14 & 231 & 145 & 199 & 134 \end{bmatrix} \Rightarrow 10 \quad 98 \quad 99 \quad 103 \quad (114) \quad 120 \quad 125 \quad 130 \quad 131$$

Dans cet exemple, pour une fenêtre 3x3, la valeur médiane est 114, on remplace le pixel central de la fenêtre de valeur 10 par la valeur 114. Pour des images en couleur, on doit appliquer le filtre pour les trois composantes couleurs. Le choix de la taille optimale de la fenêtre est important.

Dans l'exemple suivant on ajoute à une image un bruit impulsif de type 'salt & pepper' **Fig. II.1.**



**Fig. II.1:** Ajout d'un bruit impulsionnel.

Avec un filtre médian en utilisant une fenêtre de  $11 \times 11$ . On remarque que le bruit est éliminé mais l'image résultante est floue. Si on utilise une fenêtre  $2 \times 2$  les contours sont conservés mais le bruit est partiellement supprimé, par contre si on choisit une fenêtre  $3 \times 3$  le bruit est enlevé et les contours conservés comme le montre la figure suivante :



**Fig. II.2 :** Effet de taille de la fenêtre.

## B. DullRazor

Le filtre DullRazor est essentiel pour enlever les poils éventuels de l'image, autrement cela entrainera une mauvaise localisation de la lésion. (**Fig. II.3**)



**Fig. II.3:** Localisation d'image sans utilisation de DullRazor.



Pour une composante couleur, le masque binaire  $M(x, y)$  des poils est obtenu par :

$$M(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{si } G_r > T \\ 0 & \text{si non.} \end{cases} \quad (II.2)$$

Ou  $T$  est un seuil prédéfini

Le procédé est le même pour les composantes verte et bleu. Le masque final des poils pour image originale  $M$ , est l'union des trois masques des trois couleurs.

$$M = M_r \cup M_v \cup M_b \quad (II.3)$$



**Fig. II.5 :** Masque  $M$  des poils de l'image

**2. Remplacement des pixels des poils:** le masque  $M$  (**Fig. II.5**) est utilisé pour localiser les pixels des poils. Pour chaque pixel pouvant appartenir à un poil on dessine huit lignes, haut, bas, gauche, droite, et les quatre directions diagonales. Le pixel considéré est dit 'appartenant à un poil', s'il est au milieu de plus de 50 pixels suivant une direction et inférieur à 10 pixels suivant les autres directions. Sinon le pixel considéré n'est pas pris en compte.

$I_1(x_1, y_1)$  et  $I_2(x_2, y_2)$  sont les valeurs des onzième pixels à partir du bord du poil selon les deux directions de la ligne perpendiculaires au sens du poil considéré.

Les nouvelles valeurs  $I_n(x, y)$  sont calculées comme :

$$I_n(x, y) = I_2(x_2, y_2) \times \frac{D(I(x, y), I_1(x_1, y_1))}{D(I_1(x_1, y_1), I_2(x_2, y_2))} + I_1(x_1, y_1) \times \frac{D(I(x, y), I_2(x_2, y_2))}{D(I_1(x_1, y_1), I_2(x_2, y_2))} \quad (II.4)$$

Ou  $D(., .)$  est la distance Euclidienne.

$$D(A(a, b), B(c, d)) = \sqrt{(c - a)^2 + (d - b)^2} \quad (II.5)$$

3. **Lissage** : un lissage par une fenêtre 5x5 permet de lisser le résultat mais il fait apparaitre un bord tout au long des anciennes places des poils, pour cela l'opération morphologique dilatation est utilisée avec un élément structurant carré de taille  $5 \times 5$ .



**Fig. II.6:** Résultat de DullRazor.

### C. Transformée Karhunen-Loève

L'étape suivante de prétraitement est l'application de la transformée Karhunen-Loève (KL) dans le but de faciliter la segmentation en mettant en évidence le contour. [7, 8]

Pour les images couleur la transformée KL est appliquée aux trois composantes couleurs. La première composante principale, correspondant à la valeur propre maximale, contiendra le maximum de variance. La plus grande variation est à la limite entre la lésion et la peau qui l'entoure. [9]

Soit une image  $(M, N)$  couleur avec ses trois composantes couleurs:  $r(M, N)$ ,  $v(M, N)$  et  $b(M, N)$

$$S = \begin{bmatrix} r(1,1) & r(1,2) & \dots & r(1,N) & r(2,1) & \dots & r(M,N) \\ v(1,1) & v(1,2) & \dots & v(1,N) & v(2,1) & \dots & v(M,N) \\ b(1,1) & b(1,2) & \dots & b(1,N) & b(2,1) & \dots & b(M,N) \end{bmatrix}, \quad (II.6)$$

$\bar{s}$  contient les échantillons des 3 couleurs moyennes

$$\bar{s} = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N \begin{bmatrix} r(m,n) \\ v(m,n) \\ b(m,n) \end{bmatrix} \quad (II.7)$$

La matrice de covariance est donnée comme :

$$C = \frac{1}{MN} (SS^T - \bar{s}\bar{s}^T) \quad (II.8)$$

elle peut être décomposée en valeurs propres

$$C = E\Lambda E^T \quad (II.9)$$

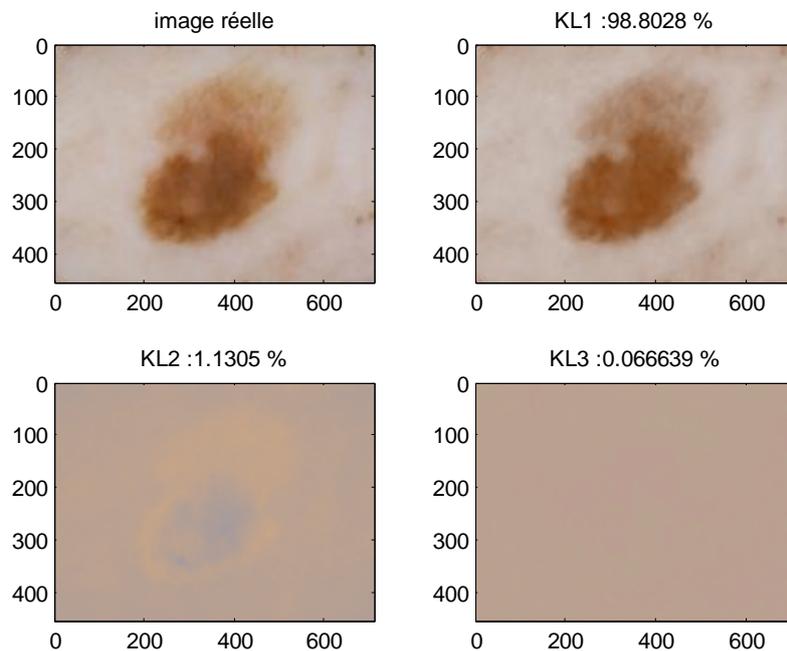
Où  $E = [e_1 e_2 e_3]$  est une matrice qui contient les vecteurs propres de  $C$ , et  $\Lambda$  est une matrice diagonale qui contient les valeurs propres de  $C$  en ordre décroissant  $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \lambda_3 \geq 0$ .

La TKL est définie comme :

$$\forall k \in \{1, 2, \dots, MN\},$$

$$z_k = E^T (s_k - \bar{s}) \quad (II.10)$$

Où  $s_k$  sont les vecteurs colonnes de  $S$ , et  $z_k$  est une projection de l'image sur la nouvelle base. [10, 11]



**Fig. II.7:** Résultat de la Transformé KL : en haut à gauche : image réel, en haut à droite : la première composante principale avec 98.8028 % de variance. En bas à gauche : la 2ime composante avec 1.1305% de variance, en bas à droite 3ime composante avec 0.0666% de variance.

## D. Méthode d'Otsu

Afin de localiser les pixels de la lésion et de détecter le contour on a opté pour une binarisation d'image, le contour est détecté comme la frontière entre le noir et le blanc. Après un certain nombre d'essais, on a constaté que la méthode d'Otsu donne des résultats intéressants dans la mesure où la lésion est bien représentée par le masque, et le contour détecté est satisfaisant.

Les images originales sont binarisées sur base d'un seuil déterminé par la méthode d'Otsu. On a choisi de chercher le seuil qui minimise la variance intra classe c'est-à-dire regrouper au mieux chaque classe autour de son centre [12, 13].

Pour que le procédé soit indépendant du nombre de points dans l'image  $N$ , on normalise l'histogramme :

$$histo_{normalis\ é} = \frac{n_i}{\sum n_i} \quad (II.11)$$

Où  $n_i$  représente le nombre de pixels de niveau  $i$ .

$$w = \sum_{i=1}^k histo_{normalis\ é}(i) \quad (II.12)$$

$$u = \sum_{i=1}^k i \times histo_{normalis\ é}(i) \quad (II.13)$$

Avec  $u_T = u(256)$

où 256 est le nombre total de niveaux de gris.

Si on appelle  $w_0$  la probabilité de la classe  $c_0$  et  $w_1$  la probabilité de la classe  $c_1$ , alors on peut écrire:

$w_0 = w(seuil)$  où  $seuil$  représente la valeur de seuil fixe que l'on va déterminer par la suite.

Et  $w_1 = 1 - w(seuil)$

Il en va de même pour  $u_1$  et  $u_0$

$$u_0 = \frac{u(seuil)}{w(seuil)} \quad (II.14)$$

$$u1 = \left( uT - \frac{u(\text{seuil})}{1-w(\text{seuil})} \right) \quad (II.15)$$

De plus comme il y a conservation des moments on peut écrire :

$$u0w0 + u1w1 = uT$$

$$\text{et on a de même : } w0 + w1 = 1$$

La partie la plus intéressante de l'algorithme est celle qui va déterminer la valeur seuil en faisant varier la variable k de 0 à 255.

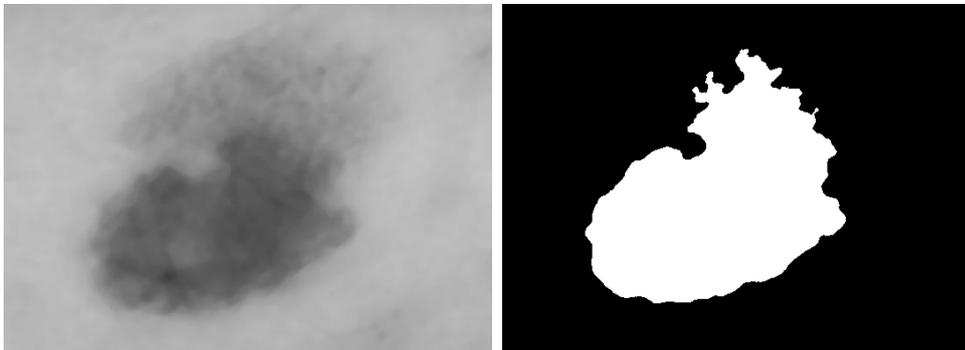
Cela revient à calculer dans cette boucle le terme suivant :

$$S^2 = w0w1 \times (u1 - u0) \quad (II.16)$$

Ce qui revient encore à cette expression :

$$S^2(k) = w(k) \times (1 - w(k)) \times (uT \times w(k) - u(k))^2 \quad (II.17)$$

Détermination du seuil (K) par maximisation de la variance interclasse calculée



**Fig. II.8:** Binarisation d'image par Otsu.

Après le prétraitement, l'image est prête à être utilisée dans le but d'identifier les caractères distinctifs de la lésion, pour cela différentes techniques de traitement d'image ont été mises en œuvre.

### E. Axe de symétrie

Avant l'évaluation de l'asymétrie (paramètre A), il est très important d'identifier les deux axes de symétrie. Pour faciliter les calculs, le masque et l'image sont tournés d'un angle d'une façon à avoir l'axe de symétrie horizontal.

Afin de mesurer les axes de symétrie, on a utilisé les moments d'inertie. [9] [11]

Les moments sont calculés à partir des pixels du contour comme le montre l'équation suivante [14]:

$$m_{pq} = \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} x^p y^q C(x, y) \quad (II.18)$$

$C(x, y)$  : Contour de l'image binaire

Les moments sont définis par :

$m_{00}$  : est la surface du masque

$m_{10}$  ,  $m_{01}$  : les moments du premier ordre, utilisés pour calculer les coordonnées du centre du masque  $c = (c_x, c_y)$  tel que

$$c_x = \frac{m_{10}}{m_{00}} \quad (II.19)$$

$$c_y = \frac{m_{01}}{m_{00}} \quad (II.20)$$

$m_{11}$   $m_{02}$   $m_{20}$  : les moments de deuxième ordre déterminent l'orientation de l'objet ; et peuvent être utilisés pour la construction de l'axe principal (inertie) de l'objet. [10] [9]

$$m_{pq} = \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} (x - c_x)^p (y - c_y)^q C(x, y) \quad (II.21)$$

La direction du grand axe correspond au moment d'inertie le plus faible pour le mélanome. On rappelle que le moment d'inertie suivant la droite formant un angle  $\varphi$  avec l'axe horizontal est :

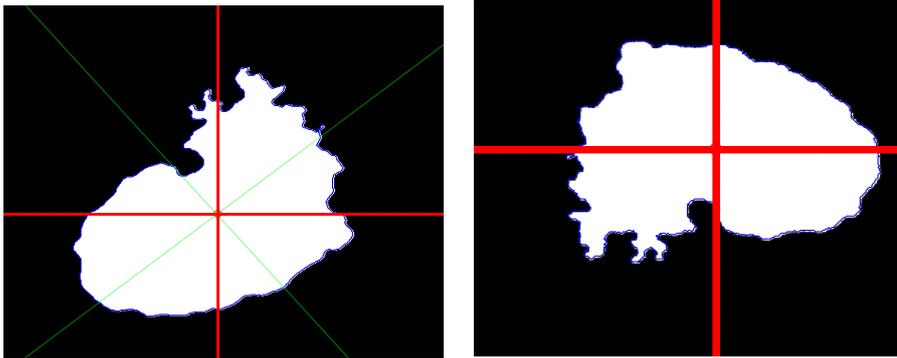
$$I(\varphi) = \sum_{(i,j) \in C} D_{\varphi}^2(i, j) = \sum_{(i,j) \in C} [-i \times \sin(\varphi) + j \times \cos(\varphi)]^2 \quad (II.22)$$

Le minimum de  $I$  est atteint pour l'angle tel que :

$$\frac{\partial I(\varphi)}{\partial \varphi} = 0$$

On obtient alors la formule suivante qui nous permet de déterminer l'angle que fait le grand axe avec l'axe horizontal. L'angle que fait le premier axe principal par rapport à l'horizontal est [10, 9]:

$$\varphi_0 = 0.5 \tan^{-1} \left[ \frac{2m_{11}}{m_{02} - m_{20}} \right] \quad (II.23)$$



**Fig. II.9:** Détection d'axes de symétries

Sur la figure de gauche les axes de symétrie en pointillés, à droite l'image tournée d'une manière à avoir l'axe de symétrie horizontal.

## II. Techniques appliquées

On choisit les techniques selon les étapes de la règle ABCD,

### A. Couleur

Il existe plusieurs systèmes de représentation de la couleur

#### a. Système RVB

Il repose sur le principe selon lequel toute couleur peut être représentée par trois couleurs primaires Rouges, Vert et le Bleue (RVB). Par définition la chrominance  $C$  dans l'espace RVB de coordonnées  $r$ ,  $g$  et  $b$ , est définie comme : [15]

$$C = rR + gG + bB \quad (II.24)$$

#### b. Système XYZ

La Commission Internationale de l'Eclairage (CIE) a défini le système XYZ comme un système de référence colorimétrique, la transformée linéaire qui permet de passer de l'espace RVB au système XYZ est : [15]

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{pmatrix} 2.7690 & 1.7518 & 1.1300 \\ 1.0000 & 4.5907 & 0.0601 \\ 0.0000 & 0.0565 & 5.5943 \end{pmatrix} \begin{bmatrix} R \\ V \\ B \end{bmatrix} \quad (II. 25)$$

### c. L'espace L\*a\*b

Ce système est venu comme solution pour le calcul des distances couleur qui satisfont aux différences de perception visuelle humaine. [15]

La transformation non linéaire qui permet de passer des coordonnées XYZ aux coordonnées L\*a\*b\* est donnée par les équations suivantes [15, 16] :

$$L^* = \begin{cases} 116 \left(\frac{Y}{Y_0}\right)^{\frac{1}{3}} - 16 & \text{Si } \frac{Y}{Y_0} > 0.008856 \\ 903.3 \left(\frac{Y}{Y_0}\right)^{\frac{1}{3}} & \text{Si } \frac{Y}{Y_0} \leq 0.008856 \end{cases} \quad (II. 26)$$

$$a^* = 500 \left[ f\left(\frac{X}{X_0}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_0}\right) \right] \quad (II. 27)$$

$$b^* = 200 \left[ f\left(\frac{Y}{Y_0}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_0}\right) \right] \quad (II. 28)$$

Avec

$$f(x) = \begin{cases} (x)^{\frac{1}{3}} & \text{Si } x > 0.008856 \\ 7.787x + \frac{16}{116} & \text{Si } x \leq 0.008856 \end{cases} \quad (II. 29)$$

L : axe de luminance

a\*b\*: Chrominance

Les valeurs de  $X_0$ ,  $Y_0$ , et  $Z_0$  sont déterminées par le blanc de référence.

$$(X_0, Y_0, Z_0) = (245.8717 \quad 255.0000 \quad 210.3470)$$

Dans cet espace, la métrique euclidienne peut être utilisée de manière fiable : [15]

$$\Delta E = \sqrt{(L_{b1} - L_{b2})^2 + (a_{b1} - a_{b2})^2 + (b_{b1} - b_{b2})^2} \quad (II. 30)$$

$\Delta E$ : Distance Euclidien

$L_{b1}, a_{b1}, b_{b1}$ : Composantes de la premier couleur

$L_{b1}, a_{b1}, b_{b1}$ : Composantes de la deuxième couleur

L'autre avantage de cet espace est qu'il nous permet d'utiliser un seuil (*JND: just Noticeable perceptible*) de différentiation de couleurs pour les distances euclidienne calculées. Le JND est définit comme la variation ou la différence de couleurs nécessaire que l'œil humain peut détecter. Le JND est défini comme : [16, 18]

$\Delta E_{l^*a^*b^*}^*$	Effect
$\Delta E < 3$	Non perceptible
$3 < \Delta E \leq 6$	Perceptible mais acceptable
$\Delta E > 6$	Perceptible

**Tab. II.1:** Signification des distances.

## B. Bord

Pour évaluer l'irrégularité du bord, on propose de chercher une fonction de troisième degré qui représente au mieux chaque portion du contour et l'erreur d'adaptation nous permet d'estimer l'irrégularité en calculant un seuil empirique.

Soit  $x, y$  les coordonnées des points **Fig. II.11**, on essaye de trouver une fonction où on choisit l'ordre du polynôme, les étapes à suivre sont :

1. La première étape consiste à centrer et normaliser les échantillons, cette transformation améliore la propriété numérique du polynôme pour d'adaptation.

Soit  $x, y$  les coordonnées dont on cherche le polynôme.

$\mu = [\text{moyen}(x) ; \text{variation}(x)]$

$$x = \frac{(x - \mu(1))}{\mu(2)} \quad (II.31)$$

2. Pour déterminer les coefficients du polynôme, il suffit de résoudre le système d'équations suivant:  $W \times P = Y$ .

$$\begin{pmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 & \cdots & x_1^{n-1} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \cdots & x_n^{n-1} \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} P_1 \\ \vdots \\ P_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Y_1 \\ \vdots \\ Y_n \end{pmatrix} \quad (II.32)$$

On décompose  $W$  en  $QR$ ,  $Q$  : matrice carré et  $R$  : matrice triangulaire supérieure, par la suite le vecteur  $P$  est déterminé comme [18] :

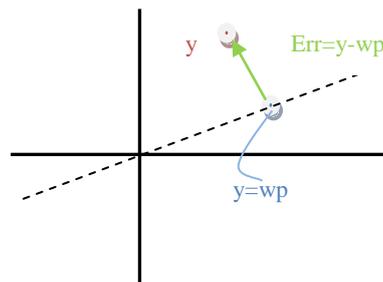
$$R P = Q' Y \tag{II.33}$$

3. Chercher la solution en minimisant l'erreur par la méthode des moindres carrés

On cherche à minimiser l'erreur, qui est la distance perpendiculaire à la portée passant par un point du polynôme (**Fig. II.10**)

$$E = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n |p(i) - y(i)|^2}{n}} \tag{II.34}$$

Ou  $n$  est le nombre de points de  $y$

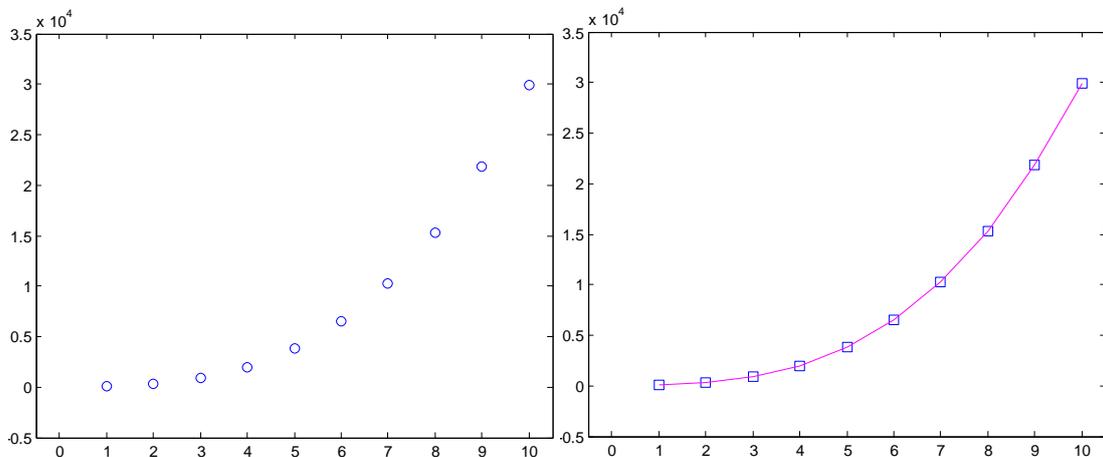


**Fig. II.10** : Erreur d'adaptation.

Exemple :  $x = [1:10]$ ,  $y = 30x^3 - 5.4x^2 + 10x$

Les coefficients calculés sont :

$P = [660 \quad -4836 \quad 13240 \quad -10297]$



**Fig. II.11** : Adaptation du polynome (rouge).

Dans cette exemple l'erreur  $E$  est de  $1.1923e-011$ , elle est calculé par l'équation (II. 17)

## C. Couleur

L'idée est de balayer tous les pixels de la lésion en calculant les distances couleur entre chaque pixel et les six couleurs potentielles du mélanome. [9]

Les valeurs des six couleurs potentielles ont été calculées à partir des couleurs des images de la base de données utilisées. Les couleurs potentielles RVB constituant la lésion sont :

Couleur	RVB
Blanc	[157.99 133.77 154.44]
Noir	[41.71 31.37 30.40]
Rouge	[118.08 2.76 17.00]
Marron Claire	[186.32 127.28 91.50]
Marron foncé	[141.16 65.09 30.03]
Bleu-gris	[113.75 108.35 139.66]

**Tab. II.2:** Valeur des couleurs réelles des images utilisées.

## D. Différentes structures & propriété géométrique

Automatiser la détection des différentes structures (paramètre D) est difficile vu que les tailles et couleurs des structures changent et se confondent. A notre connaissance, il n'existe aucun algorithme qui identifie les cinq structures. [5, 19].

Ce que l'on propose dans ce travail, est de combiner les scores des structures détectées et celles des propriétés géométriques de la lésion vu que ces structures influencent sa forme.

### 1. Différentes structures

Les structures détectées sont les réseaux pigmentés et les voiles bleu-blanc

#### a. Réseau Pigmenté

Pour la détection de cette structure on s'est basé sur sa forme et sa couleur. Cette structure est constituée de lignes noires, marron ou grises, l'idée est de faire une convolution avec les masques de Laws défini pour la détection de lignes et de vérifier la couleur des lignes trouvées.

### b. Voile bleu-blanc

Ces structures étant des tâches de couleur bleue entachées de blanc, on s'est basé sur sa couleur pour la détecter.

## 2. Propriété géométrique

On calcule le maximum de caractéristiques, notamment celles qui évaluent la symétrie de forme, l'irrégularité du contour, la variation de couleur, la forme et le diamètre de la lésion.

### a. Caractéristiques de symétrie

Deux critères sont utilisés pour l'estimation de la symétrie

#### a.1. Index d'asymétrie

L'Index d'asymétrie (AI) est un paramètre qui nous permet de faire une distinction entre les lésions malignes et bénignes, vu que le mélanome prend des formes généralement asymétriques contrairement aux lésions bénignes. L'augmentation de AI indique une plus grande probabilité pour que la lésion soit un mélanome.

AI est calculé comme : [20, 14]

$$AI = \frac{1}{2} \sum_{k=1}^2 \frac{\Delta A_k}{A_L} \quad (II.35)$$

$k$  : axes majeurs et mineurs.

$\Delta A_k$ : différence de surfaces de part et d'autre de l'axe de  $k$ .

$A_L$  : surface totale de la lésion.

#### a.2. Index d'allongement

Cette mesure est utilisée pour décrire l'élongation de la lésion, cette élongation est estimée par le rapport du premier et le deuxième axe de symétrie  $I_1, I_2$  [20] [14].

$$I_1, I_2 = \frac{m_{02} + m_{20}}{2} \mp \sqrt{\frac{(m_{02} - m_{20})^2}{4} + m_{11}^2} \quad (II.36)$$

$$A = \frac{I_1}{I_2} \quad (II.37)$$

## b. Irrégularité du bord

Les quatre critères utilisés pour évaluer l'irrégularité du contour sont :

### b.1. Index de compacité (densité)

C'est une mesure souvent utilisée pour estimer le contour, bien que cette mesure soit très sensible aux bruits le long du contour. [20]

$$CI = \frac{P_L^2}{4\pi A_L} \quad (II.38)$$

$P_L$  : Périmètre de la lésion

### b.2. Dimension fractale

La dimension fractale ( $fd$ ) est une méthode multi-échelle, elle a démontré une forte corrélation avec la notion d'intuition humaine vis-à-vis du taux de courbure d'une ligne. Pour le calcul de  $fd$ , on utilise la méthode Box-Counting, qui fait un mappage au niveau du contour de l'image, les fenêtres sont de dimension  $r \times r$ . [20, 7]

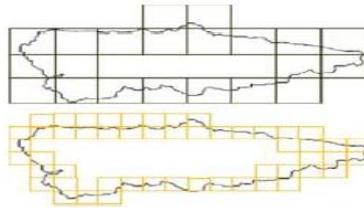


Fig. II.12: Method Box-counting

La mesure  $L$  croît quand la dimension  $r$  décroît comme le montre la relation suivante [14, 7]

$$L = N(r)/r \quad (II.39)$$

$N(r)$ : Nombre de pixels que contient un bout de contour de la lésion.

La relation inverse entre  $L$  et  $r$  est due au fait que plusieurs baies et promontoires sont pris en compte une fois que la taille de  $r$  diminue. Mandelbrot a formulé la relation inverse entre  $N(r)$  et  $r$  comme: [14, 7]

$$N(r) = \lambda r^{-fd} \quad (II.40)$$

Où  $\lambda$  : est une constante échelle

$fd$  : Dimension Fractale.

$$\log\left(\frac{1}{N(r)}\right) = fd \times \log(r) - \log(\lambda) \quad (II.41)$$

La ligne droite et un cercle ont  $fd$  égale a 1. Le  $fd$  augmente et approche 2 quand la ligne devient de plus en plus irrégulière. [7]

### b.3. Raideur de bord

Une lésion avec un contour irrégulier a une grande différence entre les distances radiales (distance  $d$  entre le centre de gravité  $G$  et le contour  $C$ ), cette irrégularité est estimée comme [9]:

$$C_r = \frac{\frac{1}{P_L} \sum_{p \in C} d(P, G_L - m_d)^2}{m_d^2} \quad (II.42)$$

$m_d$  : distance moyenne entre le centre  $G_L$  et les points du contour  $P$ .

### b.4. Transition de pigmentation

Elle explique la transition de pigmentation de la lésion et la peau qui l'entoure. Une dégradation lente de couleur entre la lésion et la peau augmente le risque quelle soit un mélanome. Pour ce calcul l'image est convertie en niveau de gris, puis on calcule le gradient de l'intensité lumineuse le long du contour, pour décrire cette transition nous utilisons la moyenne  $m_e$  et la variance  $v_e$  du gradient  $e(k)$  ( $1 \leq k \leq K$ , ou  $K$  est la dimension du contour). [9, 20]

$$m_e = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K e(k) \quad (II.43)$$

$$v_e = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K e^2(k) - m_e^2 \quad (II.44)$$

## c. Variation de couleur

L'un des signes d'un mélanome précoce est la variation de couleur, vu que le mélanome est issu des cellules mélanocyte qui sont responsable de la pigmentation de la peau.

### c.1. Homogénéité de couleur

L'histogramme de la luminance est divisé en trois parties ou la luminosité est la plus petite, correspond a la surface sombre, et l'homogénéité est décrite comme les transitions entre les zones blanches/noires et noires/blanches.

### c.2. Corrélation entre photométrie et géométrie

Ce critère évalue la distribution de couleur dans la lésion, il exprime l'évolution de la luminosité du centre de gravité au contour. Cette valeur est grande pour les lésions bénignes et petites pour les malignes. [9, 6]

$$C_{pg} = \frac{1}{A_L} \sum_{p \in L} \frac{(lum(p) - m_l)(d_2(p, G_L) - m_d)}{V_L V_d} \quad (II.45)$$

$d_2$ : distance entre le contour et le centre de gravité

$m_d, V_d$ : sont la moyenne et la variance de la distance  $d_2$

$m_L, V_L$ : sont la moyenne et la variance de la luminance ( $lum$ )

### d. Forme

On s'est intéressé aux deux formes que prennent généralement les lésions (elliptique et circulaire)

#### d.1. Ellipticité

Le mélanome a tendance à avoir une forme elliptique, l'ellipticité est calculée comme suit : [21]

$$S_1 = \begin{cases} 16\pi^2 A & \text{if } A \leq \frac{1}{16\pi^2 A} \\ \frac{1}{16\pi^2 A} & \text{sinon} \end{cases} \quad (II.46)$$

$A$ : Surface de la lésion

#### d. 2. Circularité

La lésion bénigne a une forme circulaire et assez ronde, La circularité est calculée comme suit : [21]

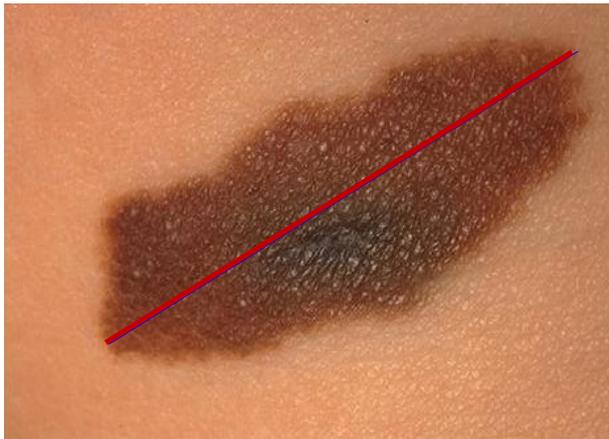
$$S_2 = \frac{m_R}{\sigma_R} \quad (II.47)$$

$$m_R = \frac{1}{P} \sum_{k=1}^P \|(r_k, c_k) - (\bar{r}, \bar{c})\| \quad (II.48)$$

$$\sigma_R = \left( \frac{1}{p} \sum_{k=1}^p (\| (r_k, c_k) - (\bar{r}, \bar{c}) \| - m_R)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (II.49)$$

### e. Diamètre

Les lésions malignes tendent à être plus larges que les lésions bénignes. Le diamètre est la distance la plus grande entre deux pixels appartenant au contour de la lésion. [7]



**Fig. II.13:** Détection du diamètre (en rouge)

# Chapitre III

## Application & Classification

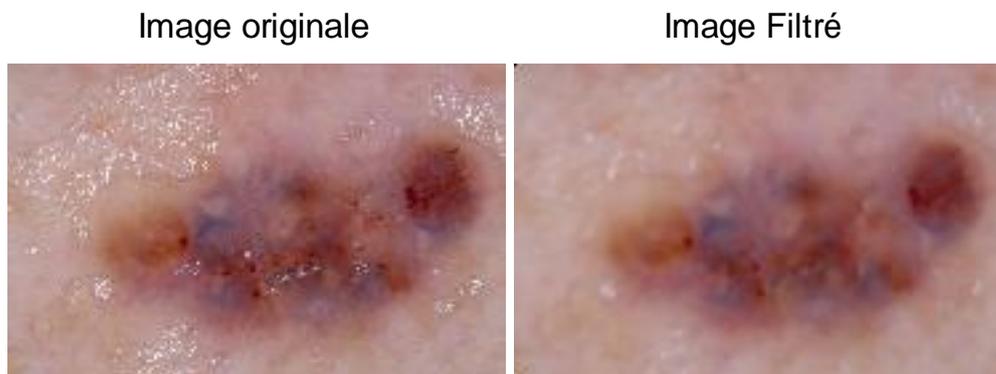
*Description de la base de données* : la taille des images est de  $712 \times 454$  ; la base de données utilisé dans ce mémoire est constituée de 204 images obtenue de EDRA (Interactive Atlas of Dermoscopy). [22]

Dans notre expérience, nous avons choisit 97 images, 61 sont bénignes (Bleu nevus, dysplastic nevus, Dermal Nevus Dermatofibroma, Seborrheic Keratosis, Spitz Nevus, Compound Nevus, Jonction nevus) et 36 sont malignes (Basal Cell Carcinoma, Hemangioma, Invasive Melanoma, Lentigo Maligna Melanoma).

### I. Préparation de image

#### 1. Filtre médian

La **Fig.III.1** est un exemple d'application de filtre médian sur une image réelle, l'image originale (gauche) est recouverte d'un liquide ajouté au moment de la capture pour avoir une meilleure acquisition, à droite le résultat du filtrage.



**Fig. III.1:** Réduction de bulls d'air après filtrage.

Le filtre a efficacement éliminé les bulles d'air en utilisant un noyau de taille  $11 \times 11$  sur des images de  $712 \times 454$ .

## 2. DullRazor

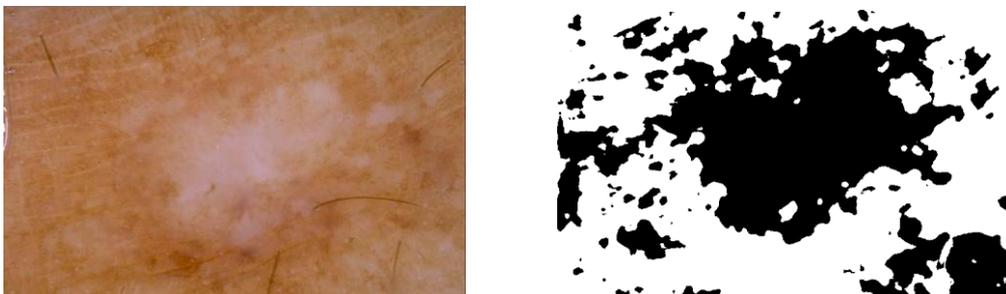
Pour les images qui sont recouvertes de poils épais nous utilisons le filtre DullRazor, qui donne des résultats satisfaisant sauf pour certains cas où les poils sont fins ou frisés (changement de direction brusque ou arrondi), les poils seront partiellement enlevés (**Fig. III.2**), ceci est dû aux éléments structurants linéaires et aux conditions de sélection des places des poils à remplacer dans le masque M (**Fig. II.5**). Il serait intéressant d'utiliser des éléments structurants qui s'adaptent aux formes et aux dimensions des poils.



**Fig. III.2** : Suppression partielle des poils par DullRazor

## 3. Segmentation

Après application de la TKL, Otsu est utilisée pour la segmentation. Les résultats sont satisfaisants pour les images où la luminance de la lésion et le fond (peau) sont assez différents, mais donne une mauvaise segmentation pour les images où la couleur de la lésion se fond lentement sur la peau.

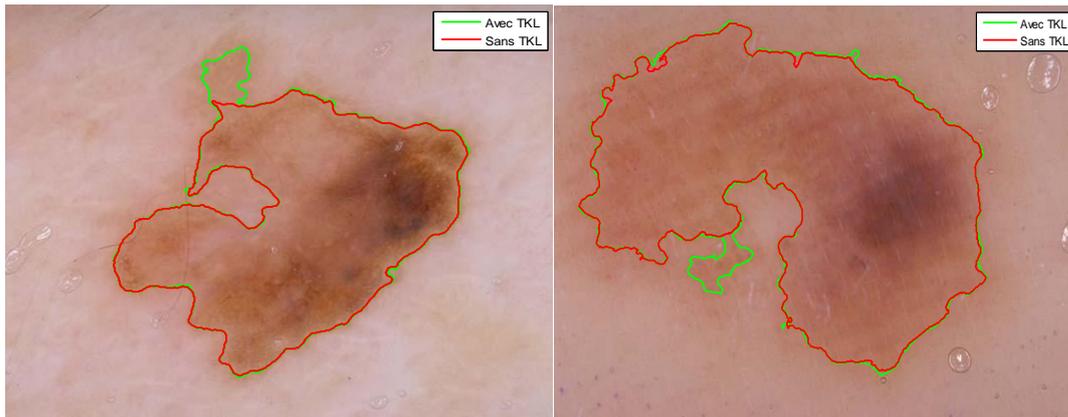


**Fig. III.3** : Cas de mauvaise segmentation d'Otsu.

#### 4. Détection de contour

La segmentation sépare la lésion de la peau qui l'entoure, ainsi la frontière entre ces deux dernières représente le contour recherché. [23]

Pour voir l'amélioration de la TKL sur la détection de contour, on a tracé les contours avant et après l'application de la TKL et on les a tracés sur la même image originale (**Fig. III.4**).



**Fig. III.4:** Comparaison entre les contours avec et sans la TKL.

Le contour en vert est détecté sur des images trouvées par la TKL et celui en rouge est détecté sur des images brutes, on remarque que le contour en vert représente mieux la lésion.

### III. Extraction des caractéristiques

Un ensemble d'outils de traitements d'image ont été mis en œuvre dans le but d'extraire le maximum d'informations et de caractéristiques permettant une classification des lésions bénignes et malignes.

#### A. Asymétrie

##### 1. Asymétrie de forme

L'asymétrie de la forme est estimée avec la différence de surface de part et d'autre des deux axes de symétrie, le seuil qu'on a pris est de 2% de la surface totale de la lésion.

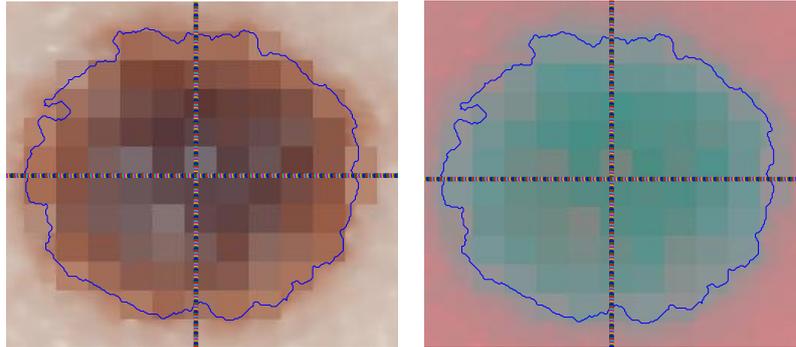
##### 2. Asymétrie de luminance

La différence des moyennes de la luminance est calculée pour chaque moitié de la lésion de part et d'autre des deux axes de symétrie, et on a pris un seuil de 3% de la moyenne de luminance totale.

### 3. Asymétrie de couleur

On effectue un mappage sur l'image, pour cela la lésion est encadrée et les dimensions de chaque bloc est pris comme 10% de largeur et 10% de longueur de la lésion, un bloc est pris en considération sauf si plus de 25% de sa surface est incluse dans la lésion, la moyenne de chaque composante couleur est calculée. Après conversion à l'espace  $l^*a^*b^*$ , on calcule les distances euclidiennes entre deux blocs sélectionnés de part et d'autre de l'axe de symétrie.

Le mappage et la transformation est montré sur la figure suivante:

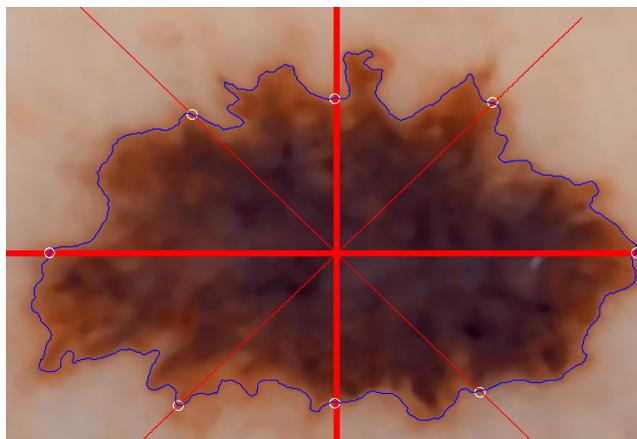


**Fig. III.5:** Division en blocs et conversion de couleur.

On a pris le seuil de distance entre deux blocs égal à 6 (JND), et si plus de 30% de distances dépassent le seuil, la lésion est considérée comme asymétrique par rapport à l'axe concerné. Le même procédé est effectué pour le deuxième axe de symétrie.

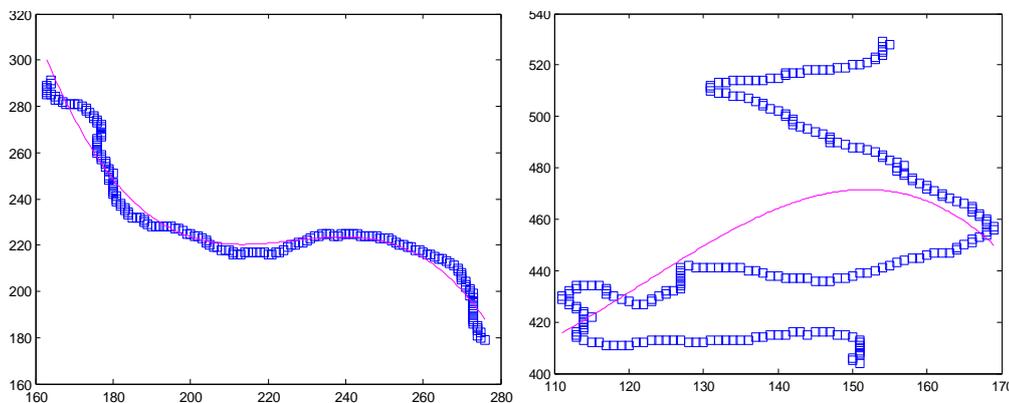
### B. Bord

Après détection des points d'intersection entre les axes qui coupent la lésion en huit tranches et le contour (cercle blanc sur la **Fig.III.6**), tous les points de chaque portion de contour sont sélectionnés et évalués par un polynôme.



**Fig. III.6 :** Image divisée en huit tranches égales.

La figure suivante représente deux exemples d'adaptation de la fonction trouvée (en rouge) pour deux portions du contour (en bleu) de la lésion précédente (**Fig.III.6**).



**Fig. III.7** : Adaptation des fonctions aux portions contour.

Sur la **Fig.III.7** la figure gauche montre que la fonction a bien représentée cette partie du contour, contrairement à celle de la droite. L'erreur d'adaptation qui définit l'irrégularité est calculée pour chaque représentation le seuil empirique pris est égale à  $0.05 \times N$  ( $N$  : nombre de points de la portion de contour représenté).

Pour cet exemple l'erreur d'adaptation pour la figure de gauche est de 6.1943 avec un seuil de 9.1500 donc prise comme régulière, et celle de droite l'erreur est de 33.3047 et de seuil est de 11.4500 d'où l'irrégularité.

## C. Couleur

Les couleurs trouvées en calculant les distances couleurs entre les pixels de la lésion et les six couleurs potentielles du mélanome, correspondent aux couleurs déterminées visuellement.

L'inconvénient de cette méthode est que l'algorithme est sensible aux seuils de distance (entre deux couleurs) et de surface (Nombre de pixels à valider comme couleur existante).

Le seuil de la distance couleur utilisé est de 0.4 vu qu'il est inférieur à la distance maximum (entre deux couleurs opposées (noir et blanc est de 0.77)). L'existence d'une couleur est validée par le pourcentage de la surface occupée par cette couleur le seuil empirique trouvé est de 3%.

L'exemple suivant montre les couleurs détectées et validées en donnant des points pour la lésion suivante.



**Fig. III.8 :** Mélanome.

Couleur	Pourcentage sur la lésion	point
Blanc	0.000000	0
Noir	4.469717	1
Rouge	13.085135	1
Marron claire	3.172577	1
Marron foncé	79.057990	1
Bleu gris	0.214581	0

**Tab. III.1 :** Attribution de points.

Le nombre de points est 4 qui correspond aux 4 couleurs détectées (noir, rouge, marron claire et marron foncé).

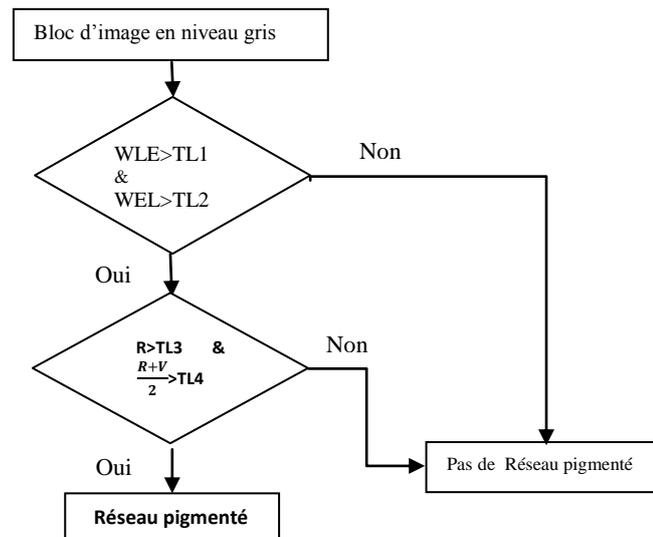
## D. Différentes structures & propriétés géométriques

### 1. Différentes Structures:

#### a. Réseau Pigmenté

Nous avons utilisé deux masques de Laws, l'image est convertie en niveau de gris et divisé en blocs de 5%\*5% de la taille de la lésion, puis chaque bloc est convolué par un masque de Laws, les éléments de la matrice résultante sont élevés en puissance deux et sommé finalement la moyenne de chaque blocs calculé. [19]

Pour chaque bloc on calcule la moyenne de la composante couleur rouge (R), et celle du rouge avec le vert (V). L'organigramme suivant montre la détection de réseaux.



**Fig. III.9:** Procédure pour détecter le réseau pigmenté.

Les masques Laws utilisés sont :

$$L = [1 \ 2 \ 1]$$

$$E = [-1 \ 2 \ -1]$$

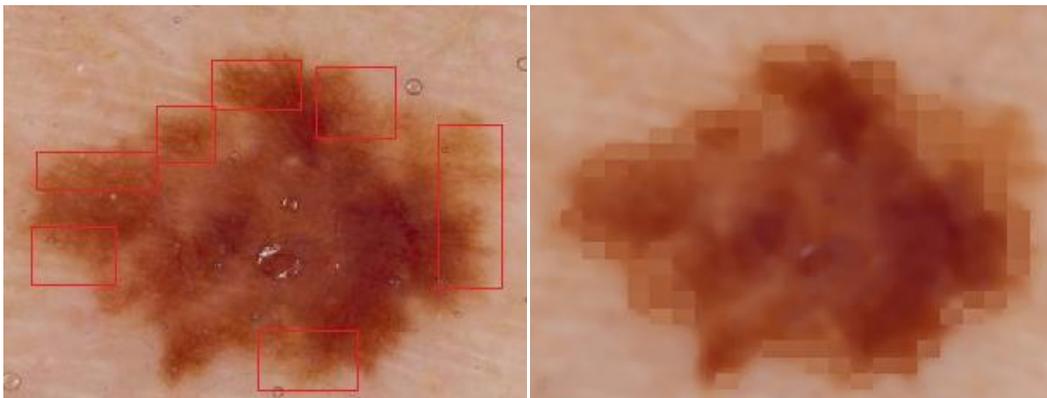
$$WLE = \text{conv2}(L, E)$$

$$WEL = \text{conv2}(E, L)$$

Et les seuils empiriques sont comme suit:

$$TL1=90000; TL2=90000; TL3=45; TL4=55;$$

Exemple d'application est :



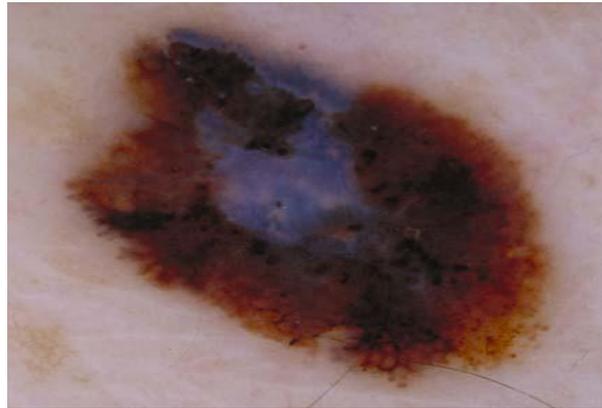
**Fig. III.10 :** Détection des réseaux pigmentés.

Sur la figure **Fig.III.10** gauche les réseaux sont encadrés manuellement, celle à droite le résultat de l'algorithme utilisé. L'algorithme détecte les réseaux mais reste sensible aux seuils.

### b. Voile bleu-blanc

Afin d'éviter la couleur de la transition entre la lésion et la couleur de la peau, on ne prend pas en considération la bande de 10% par rapport à la surface de la lésion qui l'entoure, et les 20% qui entourent la bande enlevée est utilisée pour le calcul de la moyenne de la couleur de la peau saine. Les pixels qui ne constituent pas la peau (le noir du cadre, poils et bulles) sont enlevés. [24]

Les pixels supprimés sont ceux qui ne satisfont pas la règle empirique suivante :  $(R > 90 \cap R > B \cap R > V)$ . Les 10% et 20% de surface qui entoure la lésion sont déterminés à partir du masque binaire de la lésion en utilisant la Délitiation Morphologique.



**Fig. III.11:** Lésion dotée d'un Voile bleu-blanc

Dans ce travail, un classificateur sous forme d'un arbre est utilisé afin de classifier les pixels en deux classes : Veil et no-Veil.

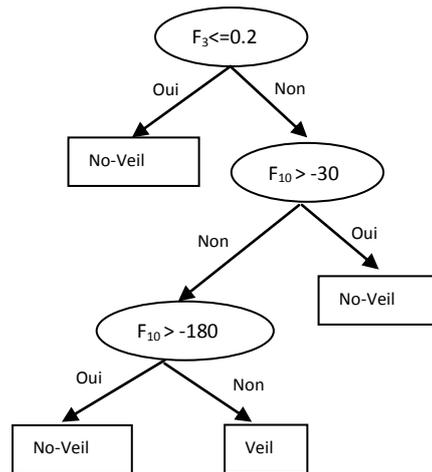
Les caractéristiques utilisées sont :

$$F_3 = \frac{B_L}{R_L + V_L + B_L} \quad (III.1)$$

$$F_{10} = R_L - R_p \quad (III.2)$$

$R_L, V_L, B_L$ : Moyenne couleur de la lésion

$R_p$ : Moyenne de la composante couleur rouge de la peau.

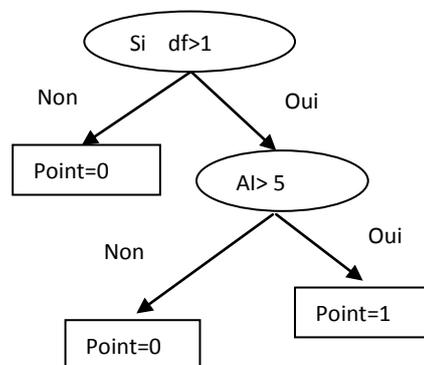


**Fig. III.12** : Détection du voile bleu-blanc.

## 2. Propriété géométrique

Après plusieurs essais sur la base de donnée les propriétés sélectionnées pour ces classificateurs sont ce qui varient le plus entre bénignes et malignes, et sont: Index de Asymétrie (AI), Dimension fractale (df), Ellipticité (S1) et Circularité (S2).

Le premier clarificateur compte un score d'un point.



**Fig. III.13** : Classificateur en arbre des pixels.

Le deuxième classificateur compte un score de deux points, il inclue l'ellipticité (S1) et la circularité (S2) :

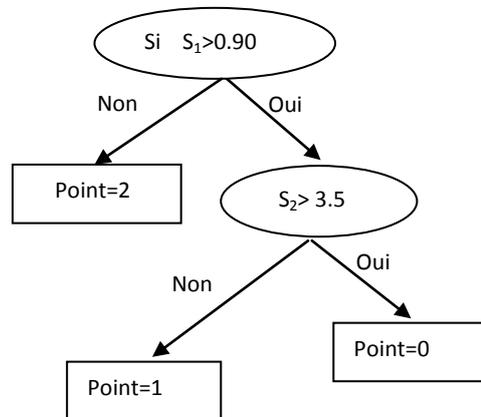


Fig. III.14 : Classificateur en arbre.

Afin de simplifier l'application on a mis au point une interface qui prend en charge tous les algorithmes codés.

#### IV. Application et résultats

La figure suivante est l'interface utilisée pour classifier la base de données

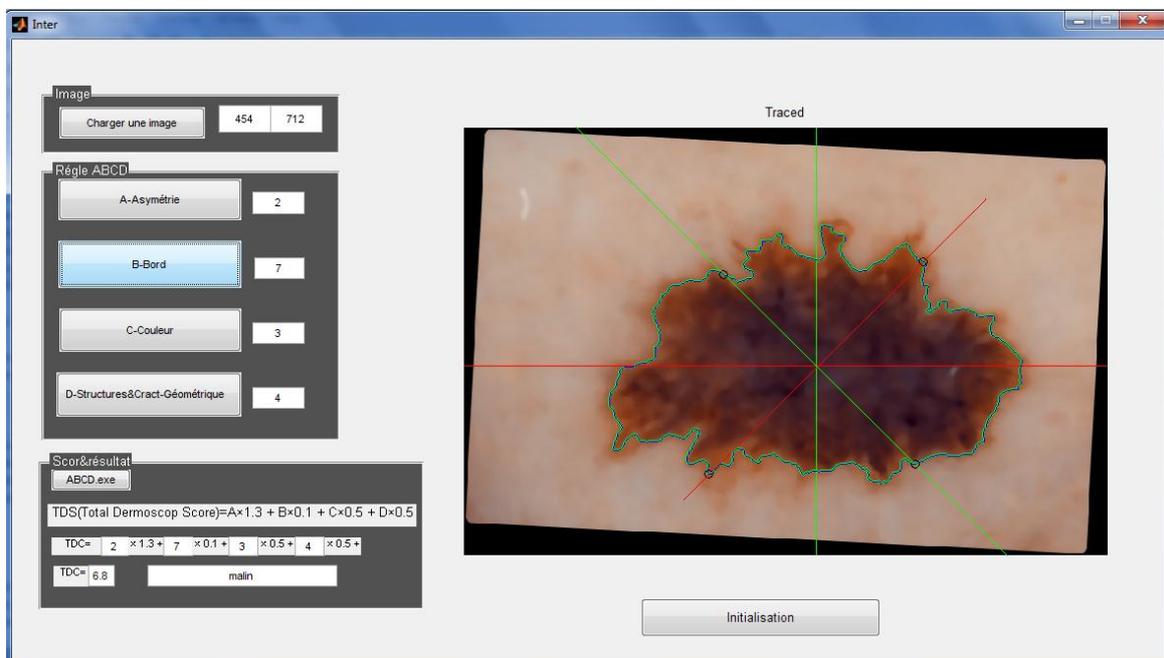


Fig.III.15 : Interface graphique.

Nous avons utilisé TDS pour classifier les images, les résultats sont regroupés dans le tableau suivant :

<b>Classe</b> <b>Image</b>	Bien classé	Mal classé
<b>Maligne</b>	<b>28/36</b>	<b>8/36</b>
<b>Bénigne</b>	<b>49/61</b>	<b>12/61</b>

**Tab. III.2:** Résultats.

On prenant un cas de mélanome mal classé (**Fig. III.16**) les scores trouvés sont : A=2, B=5, C=3, D=1 on remarque que le score du paramètre D est petit pour un mélanome, on conclut que l'algorithme suivi pour le paramètre D ne permet pas une analyse très efficace, et contribue à une mauvaise détection dans ce cas.



**Fig.III.16 :** mélanome mal classé.

En analysant une lésion bénigne mal classée (**Fig.III.17**), les scores trouvés sont comme suit: A=2, B=7, C=2, D=4, paramètre D est grand pour un cas bénin, le B détecte sept portions de contours irréguliers ce qui ne correspond pas à la réalité (voir **Fig.III.17**), ces mauvais résultats sont dus au fait que le filtre DullRazor n'a enlevé que partiellement les poils, ce qui a entraîné des résultats erronés.



**Fig.III.17:** Suppression partielle des poils.

Le calcul de sensibilité et de spécificité :

$$\text{Sensibilité} = \frac{\text{\#Vrais Positifs}}{\text{\#Vrais Positifs} + \text{\#Faux Négatifs}} \quad (\text{III.4})$$

$$\text{Spécificité} = \frac{\text{\#Vrais Négatifs}}{\text{\#Vrais Négatifs} + \text{\#Faux Positifs}} \quad (\text{III.5})$$

Avec #Vrais Positifs et #Faux Négatifs correspondent respectivement au nombre de lésions malignes bien classées et mal classées. De même, #Vrais Négatifs et #Faux Positifs correspondent respectivement au nombre de lésions bénignes bien classées et mal classées. Nous avons obtenu une sensibilité de 77.78% et une spécificité de 80.33% sur la base de données utilisées.

## ***Conclusion***

Le but de ce travail est l'automatisation de la Règle ABCD, utilisée par les dermatologues dans le but de classer les lésions mélanocytes (bénignes et mélanomes), en utilisant les techniques de traitement d'images.

On a commencé par un prétraitement afin d'éliminer les bruits impulsions, poils fins et de réduire les bulles d'air, dus au fluide ajouté sur la lésion lors de la capture pour éviter le reflet de la lumière sur la peau. Dans le cas où les poils sont épais, on a utilisé le filtre DullRazor pour leur suppression. Afin de localiser la lésion et son contour, on a segmenté l'image par la méthode d'Otsu, la transformée Karhunen-Loève est appliquée pour faciliter la segmentation.

Après le prétraitement une série de transformations et de techniques de traitement d'images en été mise en œuvre, dans l'intention d'extraire suffisamment de caractéristiques distinctives entre lésions bénignes et malignes, et cela en suivant les paramètres de la règle ABCD.

Pour évaluer nos algorithmes, des tests ont été effectués sur 96 images réelles, issues de la base de données (EDRA) dont 36 malignes et 61 bénigne. Afin de simplifier l'utilisation de notre application, une interface graphique à été développée.

Les résultats obtenus sont assez intéressants, sur les 36 lésions malignes, 28 ont été bien classées et 8 mal classées. Pour les lésions bénignes, sur 61, 49 ont été bien classées, et 12 mal classées, ce qui nous donne une sensibilité de 77.78% et une spécificité de 80.33%.

Plusieurs améliorations peuvent être apportées à cette application. On agissant au niveau du prétraitement, en éliminant tous les poils dont certains cas échappent au filtre DullRazor, ceci peut être fait en choisissant plusieurs éléments structurants dans différentes directions, cela nous permettra une meilleure localisation des poils, ou en utilisant le SharpRazor qui est une version améliorée du DullRazor. Puis au niveau de la localisation de la lésion et du contour, différentes méthodes de segmentations existent (segmentations par approche contour, région et classification), il serait intéressant de les utiliser. La détection des structures dans la lésion (paramètre D) donnera le meilleur diagnostic que d'utiliser les effets de ces structures sur la forme de lésion.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] B. Guillot, « Dépistage et cancers cutanés », Springer-Verlag France, Paris, 2008
- [2] I. Tromme, P. Richez, « Epidémiologie, facteurs de risque et dépistage du mélanome », *Louvain Medical* 126, 6 : 190-200 ; 2007.
- [3] M. Amouroux, « Caractérisation de la transformation néoplasique de la peau par spectroscopies optiques sur fantôme de mélanome et carcinome épidermoïde murin photo-induit », thèse doctorat. Université Henri Poincaré, Nancy 1, 2008.
- [4] M. Josep, P. Susana, P.B. Ralph, A. M. Ashfaq, W. K. Alfred, “Handbook of dermoscopy”, Taylor&Ftancis group, United Kingdom 2006.
- [5] S.Stefania, P. Giovanni, G. Constantino, “Early Detection Melanoma by Image Analysis”, *Bioengineering of the skin*, Informa Healthcare USA, Inc, Second Edition, pp. 305–312, 2007.
- [6] T. Lee, R. Gallagher, A. Coldman D. McLean, “A software approach to hair removal from images. *Cancer Control Research*”, *Comput. Biol. Vol. 27. No. 6*, pp. 533–543, 1997.
- [7] L. Da Fontoura Costa, R. Marcondes, « Shape Analysis and Classification », CEC Press LLC, 2001.
- [8] M Hintz-Madsen. “A probabilistic framework for classification of dermatoscopic images”. Ph.D. Thesis, October 29, 1998.
- [9] E. Zagrouba, W.Barhoumi. “A preliminary approach for the automated recognition of malignant melanoma”, *Image Anal Stereol*; 23, pp.121-135, March 15, 2004.
- [10] M.Messadi, A.Bessaid, A.Taleb-Ahmed. “Extraction of specific parameters for skin tumour classification”. *Journal of Medical Engineering & Technology*, Vol.33, No.4, pp. 288-295. 2009
- [11] M. H. Madsen. “A probabilistic framework for classification”. Ph.D thesis, Octobre.1998
- [12] S. N. Mark, S. A. Alberto, “Feature extraction and Image processing”, Newnes, 2002.
- [13] M. E. Celebi, H. A. Kingravi, U. Bakhtiyar, I. Hitoshi, Y. Alp Aslandogan, W. V. Stoecker, R. H. Moss, “A methodological approach to the classification of dermoscopy images”, *Computerized Medical Imaging and Graphics* ; 31(6), pp.362–73, 8 January 2007.
- [14] T.K. Lee, “Measuring Border Irregularity and Shape of Cutaneous Melanocytic Lesions”, Phd Thesis, Simon Fraser, University, Canada 2001.
- [15] A. Trémeau, C.F. Maloigne, P. Bonton, *Image numérique couleur de l’acquisition au traitement*, Dunod, Paris, 2004.

- [16] J.P.Farrugia, « Modèles de vision et synthèse d'Images », Phd thesis, Saint-Étienne, november 2002.
- [17] V. Risson, « Application de la morphologie mathématique à l'analyse des conditions d'eclairage des images couleur », Phd thesis, Décembre, 2001.
- [18] G. W. Stewart, «Matrix Algorithms », Volume I: Basic Decompositions, SIAM 1998
- [19] M. Anantha, R. H. Moss, W. V. Stoecker, “Detection of Pigment Network in Dermatoscopy Images Using Texture Analysis”, *Computerized Med Imaging Graph* 28, 225-234, 2004.
- [20] B.Amaliah, C. Faticah, M. R. Widyanto, ”ABCD Feature Extraction for Melanoma SkinCancer Diagnosis”, 2009.
- [21] M. E. Celebi, H. Iyatomi, W.V. Stocker, R. H. Moss, H . S. Rabinovitz, G. Argenziano, H. P. Soyer, “Automatic Detection of Blue-White Veil and related Structures in Dermoscopy Image”, *Computerized Med Imaging Graph* 32:670-677, 4 August 2008.
- [22] G. Argenziano, H.P. Soyer, V. De Giorgi, D. Piccolo, P. Carli, M. Delno et al. *Dermoscopy: A Tutorial*. Milan, Italy: EDRA Medical Publishing & New Media. 2002.
- [23] M. Emre Celebi, Hitoshi Iyatomi, Gerald Schaefer.”contrast enhancement in dermoscopy images By maximizing a histogram bimodality measure”, *IEEE Int. Conf. on Image Processing (ICIP)*, 2009, pp. 2601–2604.
- [24] M. Emre Celebia, H Iyatomi, W V. Stoecker, R H. Moss, H S. Rabinovitz, G Argenziano, H. P Soyer, « Automatic detection of blue-white veil and related structures in dermoscopy images», *Computerized Medical Imaging and Graphics* 32, pp 670–677, 4 August 2008.

**Résumé-**La Règle ABCD, développée par l'American Cancer Society, est un ensemble de caractéristiques extraites des lésions mélanocytiques dans le but de classer les lésions et de distinguer entre mélanomes et lésions bénignes. Un prétraitement est implémenté dans le but de filtrer les bruits et d'éliminer les poils. Après transformation de l'image par KL, Otsu est utilisé pour localiser la lésion. Une chaîne de transformations est appliquée à l'image, pour mesurer et extraire les paramètres ABCD, (A: asymétrie. B: bord, irrégularités. C: couleur et D: différentes structures). Ces paramètres sont utilisés par le classificateur TDS (Total Dermoscopie Score). Après essais des algorithmes implémentés, 77.78% des lésions malignes ont été bien classées et 80.33% des lésions bénignes ont été bien classées.

**Abstract-**The ABCD rule, developed by the American Cancer Society, is a set of features extracted from dermatoscopy image in order to classify melanocytic lesions and differentiate between benign nevi and melanoma. A preprocessing is implemented to eliminate the residual noise and remove hair. Segmentation approach by Otsu's thresholding allows the localization of skin lesions. A chain of transformations is applied to the image, to measure and extract a set of attributes, (A: asymmetry. B: border irregularity. C: color variation and D: differential structure). These attributes will help differentiate between melanoma skin cancer from benign lesions using the Total Dermoscopy Score (TDS). Finally tests on a database yield a sensitivity of 77.78% (correct classification of malignant), and a specificity of 80.33% (correct classification of benign lesions).