



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Signaux et Images en Médecine

Présenté par : KHETIB Meryem et HADJ ABDELKADER Nadia

**AIDE AU DIAGNOSTIC EN OPHTALMOLOGIE:
DETECTION DU GLAUCOME DANS LES IMAGES
RETINIENNES**

Soutenu le 24 mai 2015 devant le Jury

M.	DJEBBARI Abdelghani	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
Melle	FEROUI Amel	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	LAZZOUNI Amine	<i>Docteur</i>	Université de Tlemcen	Co-encadreur
M.	BOUKLI HACENE Ismaïl	<i>MAB</i>	Université de Tlemcen	Examineur

Année universitaire 2014-2015

Résumé

Le glaucome est une maladie fréquente et une cause majeure de cécité. Il est défini comme une neuropathie optique progressive avec perte définitive de fibres nerveuses visuelles. Cette progression se fait le plus souvent lentement et la maladie reste longtemps asymptomatique.

Cette recherche constitue à la fois un apport de nature clinique et technologique dans l'approche diagnostique du glaucome. Plus précisément, nous nous proposons d'étudier une nouvelle façon de détecter le glaucome par la mesure du rapport du diamètre de l'excavation optique ou le cup et de la papille ou du disque optique (CDR) successivement.

Pour atteindre cet objectif, nous avons recours à des approches de segmentation afin d'extraire le cup et la papille.

Concernant ; l'excavation papillaire ; nous avons proposé une technique de classification non supervisée : le K-means; tandis que pour le disque optique ; nous avons choisi une méthode de morphologie mathématique: la ligne de partage des eaux. En outre ; nous avons mis en place une technique d'ajustement de contour ; il s'agit de l'ellipse fitting ; dans le but de lisser le contour.

Les algorithmes développés dans ce travail sont testés sur un ensemble d'images de base de données HRF et des images de vérité terrain. Les résultats obtenus sont confirmés par les médecins ophtalmologues.

Les mots clés : Glaucome, Cup, La Papille, Segmentation, LPE, K-Means, Ellipse Fitting, Rapport Cup – Disk

Abstract

Glaucoma is a common disease and a major cause of blindness. It is defined as a progressive optic neuropathy with permanent loss of visual nerve fibers. This progression is usually slow and the disease remains asymptomatic for a long time.

This research is both a contribution of clinical and technological in nature in the diagnostic approach of glaucoma. Specifically, we propose to study a new way to detect glaucoma by measuring the ratio of the diameter of the optic cup or excavation and the papilla or optic disc (CDR) successively.

To achieve this, we employ segmentation approaches to extract the optic disc and cup. concerning; the optic cup; we proposed an unsupervised classification technique: the K-means; while for the optical disc; we chose a method of mathematical morphology: the

watershed transform. In addition; we have implemented a contour adjustment technique; it is ellipse fitting algorithm; in order to smooth the edges.

The algorithms developed in this work are tested on a set of HRF database images and ground truth images. The results are confirmed by the ophthalmologist.

Key words: Glaucoma, Cup, optical disk, Segmentation, LPE, K-Means, Ellipse Fitting, Cup-Disk ratio.

ملخص

الزرق أو الجلوكوما « Glaucoma » هو مرض شائع وسبب رئيسي لفقدان البصر ينشأ نتيجة ارتفاع الضغط بالعين مما يؤدي الى اتلاف الاعصاب البصرية تدريجيا مع فقدان دائم في الالياف العصبية البصرية. هذا التقدم يكون بطيئا وعادة يكون المرض بدون اعراض لفترة طويلة وبالتالي فان التشخيص و العلاج المبكر هما عاملان رئيسيان للوقاية من هذا المرض الخطير الذي يحرم الانسان نعمة البصر. وعليه فان اللجوء الي وضع أساليب للكشف المبكر عن الاعراض الطبية الأولى لاعتلال الشبكية بسبب الزرق وضمور الاعصاب البصرية يسمح بشكل كبير من اكتشاف هذا المرض. ففي هذا السياق قمنا بتحقيق نظام لتحليل صور قاع العين من خلال تقنيات وأدوات المعالجة الرقمية للصور نذكر منها المورفولوجيا الرياضية « LPE » و تقنية تصنيف غير خاضعة للرقابة « k-means » لاستخراج كل من الهياكل التشريحية الرئيسية للشبكة: القرص البصري وتجويفه على الترتيب, بالاضافة الى تقنية « ellipse fitting » التي تجعل الحواف أكثر سلاسة. وفي الأخير اختبرنا الخوارزميات المقترحة في هذا البحث على مجموعة من الصور منها المأخوذة من قاعدة البيانات HRF ومنها المأخوذة من أرض الواقع ثم تقييم النتائج المتحصل عليها من خلال عرضها على أخصائي طب العيون لتأكد من فعاليتها.

الكلمات المفتاحية: الجلوكوما, جوفيف القرص البصري, القرص البصري, تجزئة, LPE, ellipse fitting, K-means, نسبة تجويف القرص الضوئي/القرص الضوئي.

Remerciement

Avant tout, nous remercierons Dieu tout puissant de nous avoir donné le courage, la force, la volonté et la patience pour réaliser ce travail.

Au terme de ce modeste travail, nous tenons à remercier infiniment et avec gratitude Mlle **FEROUI Amel** qui a accepté de nous encadrer et nous diriger ainsi que pour son aide très précieuse et sa patience qui nous ont permis une progression concrète dans ce mémoire.

Nous remercions également notre co-encadreur: Monsieur. **LAZZOUNI Amine** pour sa disponibilité, son écoute et ses précieux conseils qui ont beaucoup contribué à l'aboutissement de ce travail.

Nos vifs et sincères remerciements à Monsieur. **DJEBBARI Abdelghani** qui nous a fait l'honneur de présider ce jury.

Nous remercions aussi Monsieur. **BOUKLI HACENE Ismail** pour avoir accepté de juger ce travail en qualité d'examineur.

Nous tenons à exprimer nos remerciements :

- A tous les enseignants du département de Génie Biomédical

Enfin, nos remerciements vont à tous ceux et celles qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce modeste travail.

Dédicace

Je dédie ce mémoire :

- A mon père, qui peut être fier et trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privations pour m'aider à avancer dans la vie. Puisse Dieu faire en sorte que ce travail porte son fruit.

- A ma mère, qui a œuvré pour ma réussite par son amour, son soutien et ses précieux conseils, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie, je lui adresse à travers ce travail aussi modeste soit-il mon éternelle gratitude.

- A mon frère.

- A HADJ ABDELKADER Nadia, la personne avec laquelle j'ai partagé cette expérience et qui n'a cessé d'être pour moi un exemple de persévérance, de courage et de générosité.

- A mes tantes et mes oncles qui m'ont beaucoup encouragé et apporté leur soutien.

- A mes cousins et cousines ainsi que toute ma famille.

- A mes amies : Amina, Fatima Zohra, Leyla et Soumia avec qui j'ai passé des moments inoubliables et dont je souhaite beaucoup de réussite.

- A ma belle famille.

- Et enfin à toute personne que je connais et dont les noms ne figurent malheureusement pas sur ces pages. Qu'ils trouvent ici le témoignage de mon estime et de ma gratitude.

KHETIB Meryem

Dédicace

Je dédie ce mémoire :

- A mon père, qui peut être fier et trouver ici le résultat de longues années de sacrifices et de privations pour m'aider à avancer dans la vie. Puisse Dieu faire en sorte que ce travail porte son fruit.

- A ma mère, qui a œuvré pour ma réussite par son amour, son soutien et ses précieux conseils, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie, je lui adresse à travers ce travail aussi modeste soit-il mon éternelle gratitude.

- A mes frères et mes sœurs.

- A mes neveux et mes nièces.

- A KHETIB Meryem, la personne avec laquelle j'ai partagé cette expérience et qui n'a cessé d'être pour moi un exemple de persévérance, de courage et de générosité.

- A mes tantes et mes oncles qui m'ont beaucoup encouragé et apporté leur soutien.

- A mes cousins et cousines ainsi que toute ma famille.

- A mes amies : Amina, Fatima Zohra, Leyla et Soumia avec qui j'ai passé des moments inoubliables et dont je souhaite beaucoup de réussite.

- A ma belle famille.

- Et enfin à toute personne que je connais et dont les noms ne figurent malheureusement pas sur ces pages. Qu'ils trouvent ici le témoignage de mon estime et de ma gratitude.

HADJ ABDELKADER Nadia

SOMMAIRE

LISTE DES FIGURES	i
LISTE DES TABLEAUX	iii
LISTE DES ABREVIATIONS.....	iv
INTRODUCTION GENERALE	v

Chapitre I : Aspect Médical

I.1. Introduction	1
I.2. Anatomie de l'œil	1
I.2.1. La coque oculaire	1
I.2.1.1. Membrane de protection	1
I.2.1.1.1. Sclérotique (sclère)	1
I.2.1.1.2. Cornée	1
I.2.1.1.3. Limbe sclécornéen	2
I.2.1.2. Membrane nourricière	2
I.2.1.2.1. Choroïde	2
I.2.1.2.2. Corps ciliaire	2
I.2.1.2.3. Iris	2
I.2.1.2.4. Pupille	2
I.2.1.3. Membrane sensorielle	3
I.2.1.3.1. Rétine	3
I.2.1.3.2. Nerf optique	4
I.2.1.3.3. Macula	5
I.2.1.3.4. Fovea	5
I.2.1.3.5. Papille	5
I.2.1.3.5.1. Aspect de la papille à l'examen du fond d'œil	5
I.2.2. Le contenu de l'œil	7
I.2.2.1. Humeur aqueuse	8
I.2.2.2. Cristallin	8
I.2.2.3. Corps vitré	8
I.3. Les différentes pathologies	8
I.3.1. Le glaucome	9
I.3.1.1. Définition	9
I.3.1.2. Papille glaucomateuse	10
I.3.1.2.1. L'excavation glaucomateuse	12
I.3.1.3. Les formes cliniques du glaucome	12
I.3.1.3.1. Le glaucome par fermeture de l'angle (G.F.A.).....	12
I.3.1.3.2. Le glaucome à Angle Ouvert (G.A.O.).....	13
I.3.1.3.3. Le glaucome à Pression normale (GPN)	13
I.3.1.3.4. Les glaucomes secondaires	14
I.3.1.4. Epidémiologie	14
I.3.1.5. Expression clinique du glaucome.....	14

I.3.1.5.1. Symptomatologie	14
I.3.1.5.2. Atteinte de la papille	15
I.3.1.6. Classification clinique par stades de gravité du glaucome	15
I.3.1.7. Les facteurs de risque du glaucome.....	16
I.3.1.8. Dépistage	17
I.3.1.9. Diagnostic	17
I.3.1.10. Traitement	18
I.3.1.10.1.Les médicaments	18
I.3.1.10.2. La chirurgie au laser	18
I.3.1.10.3. La chirurgie traditionnelle	19
I.4. L'instrumentation médicale pour le diagnostic du glaucome	19
I.4.1. La Pachymétrie	19
I.4.2. La Tomographie en Cohérence Optique (OCT)	20
I.4.3. Rétinographie	21
I.4.4. le champ visuel	22
I.5. Conclusion.....	22

Chapitre II : Méthodes De Segmentation

II.1. Introduction	23
II.2. Définition de l'image	23
II.2.1. Représentation des images numériques	23
II.3. Amélioration des images	24
II.3.1. Amélioration point par point	25
II.3.1.1. Expansion de la dynamique	25
II.3.1.2. Egalisation d'histogramme	26
II.3.1.3. Egalisation adaptative d'histogramme	26
II.3.1.4. L'inverse de l'image	27
II.3.2. Amélioration par filtrage	27
II.3.2.1. Filtrage linéaire	27
• Filtre gaussien	27
II.3.2.2. Filtrage non linéaire	28
• Filtre médian	28
II.3.2.3. Filtrage morphologique	28
II.3.2.3.1. Erosion	29
II.3.2.3.2. Dilatation	30
II.3.2.3.3. Ouverture	31
II.3.2.3.4. Fermeture	32
II.3.2.3.5. Ouverture par reconstruction	32
II.3.2.3.6. Chapeau haut de forme	33
II.3.2.3.7. Gradient morphologique	33
II.4. La segmentation	34
II.4.1. Définition	34
II.4.2. Différentes approches de la segmentation d'images	35
II.4.2.1. Approche contour	35
II.4.2.1.1. Les méthodes dérivatives	36
II.4.2.1.2. Les méthodes analytiques	36
II.4.2.1.3. Les méthodes basées sur les contours actifs	36
II.4.2.2. Approche région	38

II.4.2.2.1. Segmentation par croissances de régions	39
II.4.2.2.2. Segmentation par division /fusion	40
II.4.2.3 Segmentation par morphologie mathématique	40
II.4.2.3.1. La méthode de la ligne de partage des eaux	40
II.4.2.3.2. LPE par simulation d'immersion : (Algorithme de Vincent & Soille)	41
II.4.2.3.3. Problème de la LPE	42
II.4.2.3.3.1. Segmentation par LPE utilisant la fonction distance	42
II.4.2.3.3.2. Segmentation par LPE utilisant le gradient	42
II.4.2.3.3.3. Segmentation par LPE utilisant les marqueurs	43
II.4.2.4. Segmentation d'images par classification	43
II.4.2.4.1. Algorithme <i>K_means</i>	43
II.4.2.4.2. Algorithme Fuzzy <i>C_means</i>	44
II.4.2.5. Segmentation par seuillage	45
II.4.2.5.1. Seuillage dynamique ou local	45
II.4.2.5.2. Seuillage global	46
II.4.2.5.2.1. Les méthodes paramétriques	46
II.4.2.5.2.2. Les méthodes non paramétriques	46
• Méthode d'Otsu	46
II.5. Conclusion	47

Chapitre III : Détection Du Glaucome

III.1. Introduction	48
III.2. Etat de l'art	48
III.3. Description de la base de données.....	50
III.4. Segmentation du Disque optique et le Cup.....	51
III.4.1. Détection de la région d'intérêt	52
III.4.2. Segmentation du Cup.....	53
III.4.2.1. Prétraitement.....	54
III.4.2.2. Elimination du Réseau Vasculaire.....	55
III.4.2.3. Application de l'algorithme de k-means.....	56
III.4.2.4. Extraction du Cup.....	56
III.4.3. Segmentation de Disque Optique.....	58
III.4.3.1. Augmentation de contraste.....	58
III.4.3.2. Homogénéisation de la région de disque optique.....	59
III.4.3.3. Extraction de la région de disque optique.....	60
III.4.3.4. Détection du contour de disque optique.....	60
III.4.4. Lissage du contour du Cup et Disque Optique.....	61
III.4.5. Détermination du Rapport Cup- Disque.....	63
III.5. Résultat et discussion	64
III.6. Conclusion.....	69
CONCLUSION GENERALE.....	71
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	73

LISTE DES FIGURES

Chapitre I : Aspect Médical

Figure.I.1. Anatomie de l'œil.....	3
Figure.I.2. La rétine.....	4
Figure.I.3. Règle « isn't »sur un schéma de papille droite excavée physiologiquement.....	6
Figure.I.4. Papille, avec une petite zone d'atrophie péri-papillaire dans le secteur temporal.....	7
Figure.I.5. La vision d'un glaucomateux.....	9
Figure.I.6. Le glaucome.....	10
Figure.I.7. Excavation subtotale avec un large vaisseau circum-linéaire exclu dans la portion inférieure.....	11
Figure.I.8. Glaucome à angle fermé.....	12
Figure.I.9. Glaucome à angle ouvert.....	13
Figure.I.10. La différence entre un disque normal et un disque glaucomateux.....	18
Figure.I.11. Pachymetre.....	20
Figure.I.12. Tomographie par cohérence optique.....	21
Figure.I.13. Rétinographe.....	21
Figure.I.14. Le champ visuel.....	22

Chapitre II : Méthodes De Segmentation

Figure.II.1. Différent types amélioration des images.....	24
Figure.II.2. Exemples de courbes de transfert.....	25
Figure.II.3. La courbe tonale correspondant à l'expansion de l'histogramme.....	26
Figure.II.4. La courbe tonale correspondant à l'égalisation de l'histogramme.....	26
Figure.II.5. Erosion.....	30
Figure.II.6. Dilatation.....	31
Figure.II.7. Ouverture.....	32
Figure.II.8. Fermeture.....	32
Figure.II.9. Application de l'ouverture par reconstruction sur une image.....	33
Figure.II.10. Différentes approches de la segmentation d'images.....	35
Figure.II.11. La courbe C.....	37
Figure.II.12. Evolution du contour actif.....	37
Figure.II.13. Le processus d'un algorithme de croissance de région.....	39
Figure.II.14. Principe de la segmentation par division-fusion.....	40
Figure.II.15. La ligne de partage des eaux.....	41
Figure.II.16. L'algorithme de LPE: schéma de fonctionnement.....	41
Figure.II.17. L'effet de la LPE par inondation avec contrainte et sans contrainte.....	42
Figure.II.18. LPE avec les marqueurs internes et externes.....	43

Chapitre III : Détection Du Glaucome

Figure.III.1. Exemples des images de base de donnée HRF.....	50
Figure.III.2. Exemples des images de vérité terrain.....	51
Figure.III.3. Organigramme de détection du glaucome dans les images couleur de la rétine.....	52
Figure.III.4. Détection de la région d'intérêt	53
Figure.III.5. Organigramme de segmentation du cup	53
Figure.III.6. Etape de Prétraitement	55
Figure.III.7. Résultat du filtre médian et élimination du réseau vasculaire	55
Figure.III.8. Détection du cup en utilisant l'algorithme K-means	56
Figure.III.9. Segmentation de l'excavation par la classification K-means	57
Figure.III.10. Organigramme de segmentation de disque optique.	58
Figure.III.11. Augmentation de contraste	59
Figure.III.12. Homogénéisation de la région de disque optique	59
Figure.III.13. Image résultante après seuillage	60
Figure.III.14. Segmentation de la papille par la transformation LPE	61
Figure.III.15. Résultat de l'ellipse fitting	63
Figure.III.16. Segmentation de la papille optique et du cup.....	67
Figure.III.17. La segmentation pour un cas particulier avant la dilatation	69
Figure.III.18. La segmentation pour un cas particulier après la dilatation	69

LISTE DES TABLEAUX

Chapitre I : Aspect Médical

Tableau.I.1. Risque d'évolution vers la cécité en fonction des caractéristiques du glaucome.....	15
--	----

Chapitre III : Détection Du Glaucome

Tableau.III.1.Le taux de précision de la méthode de segmentation du disque et du cup.....	67
Tableau.III.2.Le rapport cup/disk calculé pour un ensemble d'images de base de données HRF.....	68
Tableau.III.3.Le rapport cup/disk calculé pour un ensemble d'images de vérité terrain	68

LISTE DES ABREVIATIONS

- ACP** : Analyse en Composantes Principale
- DMLA** : Dégénérescence maculaire liée à l'âge
- CDR** : Rapport Cup-Disque
- FOV**: Field Of View ou en français " Champ de vue"
- HRF** : High-Résolution Fundus
- LPE**: Ligne de Partage des Eaux
- NG** : Niveau de gris
- OCT** : Tomographie en Cohérence Optique
- OD** : Disque Optique
- PIO** : Pression Intra-Oculaire
- RD** : Rétinopathie Diabétique
- RGB**: L'espace Rouge, Vert, Bleu
- ROI**: Region Of Interest
- SE** : Élément structurant
- SVM** : Support Vecteur Machine

Introduction générale

Le traitement d'image est né de l'idée de la nécessité de remplacer l'observateur humain par la machine. Ce remplacement était sans fondement expérimental, car nul ne pouvait espérer qu'une machine serait un jour dotée de facultés intellectuelles égale ou même supérieure à celle de l'homme. La vision intervenant dans un grand nombre d'activités humaines, le champ des applications du traitement d'images est très vaste ; la médecine est un des domaines qui n'a pu échapper à ce souffle numérique que ce soit dans la chirurgie, le diagnostic, la pratique thérapeutique etc. Le but du traitement des images médicales est d'extraire à partir des images acquises, les informations utiles au diagnostic, de révéler des détails difficiles à percevoir à l'œil nu, tout en évitant la création d'artefacts, faussement informatifs, d'une autre manière, de développer de nouvelles façons de manipulation d'images pour améliorer la qualité du service médical, et d'automatiser au maximum les tâches cliniques. Pour cela le traitement fait appel à des outils, des algorithmes, qui permettent d'agir sur l'image numérisée ; L'un des processus fondamentaux dans la chaîne de traitement d'image est la segmentation.

La segmentation est un processus qui permet d'engendrer une description compacte de l'image et donc symbolique plus, exploitable que l'ensemble des pixels ; cette description va être utilisée dans une prochaine phase de la chaîne de reconnaissance visuelle, afin de bien caractériser l'image et de concevoir des outils permettant de détecter les différentes pathologies du corps humain.

La pratique de l'ophtalmologie a rapidement évolué au cours des dernières décennies. De nouvelles technologies ont été intégrées à l'instrumentation et aux modalités d'imagerie, ces dernières profitant également des progrès réalisés en traitement et analyse d'images.

Ce travail se focalise sur l'analyse et le traitement des images du fond d'œil, dont le but est de réduire le temps, d'établir un diagnostic précis et d'améliorer le traitement des maladies de la rétine. En effet avec l'avènement des systèmes rétinien numérisés, il est possible d'analyser de manière automatique les images du fond d'œil, en particulier les images rétinien en couleur, car leur acquisition est simple, peu coûteuse et non invasive.

De nombreuses maladies peuvent affecter la vision, parmi ces pathologies, nous citons le glaucome, qui est une maladie oculaire associée à la destruction progressive du nerf optique sous l'influence de plusieurs facteurs. Le plus fréquent de ces facteurs est l'hypertonie oculaire, c'est à dire une pression trop importante à l'intérieur de l'œil. L'atteinte visuelle causée par la maladie touche d'abord la périphérie du champ visuel, puis s'étend progressivement vers son centre. Le glaucome est souvent diagnostiqué à un stade déjà très évolué, lorsque la vision centrale est menacée. Le handicap visuel est alors irréversible.

Le glaucome qui touche 70 millions de personnes dans le monde dont 7 millions sont aveugles, est le deuxième facteur de cécité dans le monde ; ainsi Le taux d'atteinte de cette maladie avoisine les 5% en Algérie (4,6%) soit entre 450.000 et 500.000 malades, En Belgique, 2 % des personnes de plus de 40 ans présentent un glaucome. Au Maroc, 400 000 personnes sont atteintes de glaucome à angle ouvert. Aux Etats-Unis, il est estimé que 2,2 millions d'Américains de 40 ans et plus souffrent de cette affection, et environ 409 000 Canadiens en sont atteints dont plus de la moitié ne le savent pas au moment de leur diagnostic. La détection précoce de la maladie revêt donc toute son importance étant donné que les interventions efficaces pour traiter et prévenir sa progression existent. Le diagnostic précoce du glaucome reste cependant, un problème majeur en recherche en ophtalmologie. Traditionnellement, il est basé sur l'évaluation de la tête du nerf optique et du champ visuel. En effet, il est admis que les changements au niveau de la papille ou du disque optique précèdent généralement la perte détectable du champ visuel chez les patients atteints de glaucome. En outre, l'élévation de la pression intraoculaire, le glaucome est suspecté en présence, entre autres, d'une atrophie péri-papillaire, d'une hémorragie au niveau du disque optique, d'une encoche, d'une grande excavation, et d'un rapport de l'excavation sur disque très élevé.

Etant donné que, le rapport cup-disque, constitue un potentiel signe précoce de glaucome ; lorsque sa valeur est supérieur à 0.3 ; et comme a été cité précédemment que cette maladie provoque une perte des fibres optique ; La mesure de l'étendue de l'excavation et la perte des fibres de l'anneau neurorétinien est effectuée à l'aide du rapport entre le diamètre de l'excavation et celui de la papille optique. Ce rapport ne décrit pas de manière adéquate la surface de la papille car en ne tenant pas en compte la taille de la papille, il peut être biaisé et influencer son interprétation clinique. Il a été noté que ce rapport aurait tendance à classer les grandes papilles du fait que l'excavation paraît plus grande comme étant glaucomateuse. D'un

autre côté il pourrait aussi porter à classer les sujets avec une petite papille et par là un aspect de petite excavation comme les sujets normaux.

Dans ce contexte, notre intérêt est porté sur le développement des algorithmes permettant l'extraction du cup et la papille optique dans le but de calculer le rapport CDR; de ce fait on a choisi une méthode basé sur la morphologie mathématique « ligne de partage des eaux » pour l'extraction du disque optique, c'est une technique qui permet de délimiter un ensemble de zones qui forment une partition de l'image originale, et une méthode de classification K-means qui constitue l'un des plus simples algorithmes de classification automatique des données pour la segmentation du cup ; les détails de ces algorithmes sont présentés dans les chapitres qui suivent.

Structure de mémoire:

Ce travail est divisé en trois chapitres. Un aperçu sur chacun d'eux est donné ci-dessous :

Le chapitre I : Aspect médical

Ce chapitre constitue une mise en contexte. Il fournit les éléments utiles à la compréhension du sujet de recherche de ce mémoire. Une brève description de l'anatomie de l'œil est effectuée; ainsi qu'une définition de l'une des maladies pouvant l'affecter ; il s'agit du glaucome ; les principaux facteurs de risque ; les différents types; ainsi que la classification et les formes cliniques de la maladie sont discutée en détail. Nous terminons ce chapitre par une présentation des instruments médicaux les plus utilisées pour le diagnostic de glaucome.

Le chapitre II : Méthodes de segmentation

Nous donnons dans ce chapitre, une description complète des processus d'amélioration des images pour les rendre plus lisibles et plus faciles à traiter d'une part; d'autre part ; nous décrivons les différentes approches et quelques méthodes de segmentation, et nous nous intéressons par une méthode basée sur l'approche de morphologie mathématique qui est l'algorithme de la ligne de partage des eaux « LPE » ; en outre une méthode de classification qui est l'algorithme de «clustering k-Means ».

Le chapitre III : Détection du glaucome

Ce chapitre présente le cœur de ce mémoire : il est dédié à la détection de contour du cup et du disque optique, signes d'alerte d'un glaucome. Leur détections est indispensable pour un

système d'analyse automatique en ophtalmologie, de ce fait; plusieurs travaux ont été réalisés; dont quelques-uns sont présentés dans la 1ère section de ce chapitre ; Dans la 2ème section; nous proposons une méthode basée sur le clustering K-means pour la détection du cup et la transformation LPE pour la segmentation du disque optique; ainsi, l'application de la technique d'ellipse fitting dans le but d'ajuster le contour des régions extraites et d'évaluer le rapport cup-disque. Enfin, les résultats obtenus et l'évaluation des performances des algorithmes sont également présentés.

Finally, nous terminons notre mémoire par une conclusion générale en discutant des principaux résultats obtenus et présentant aussi quelques perspectives s'inscrivant dans la continuité de ce travail de recherche.

Chapitre I:

Aspect Médical

I.1 Introduction :

Ce chapitre présente les principaux éléments anatomiques du fond d'œil, et les différentes pathologies tel que la DMLA et la RD qui peuvent l'affecter; notamment le glaucome qui consiste en une détérioration du nerf optique, ce qui a pour conséquence une perte progressive de l'acuité visuelle .Une explication détaillée de cette maladie est ainsi fournie.

Nous terminons ce chapitre par une définition des techniques les plus utilisées et les plus connues pour l'acquisition des images rétinienne.

I.2. Anatomie de l'œil :

L'œil est un organe complexe à la fois capable de réfracter des rayons lumineux pour former une image sur la rétine et de convertir cette image en un influx nerveux, transmis par le nerf optique au cerveau, ou elle est interprétée.

L'œil ou globe oculaire est un organe de la vue contenu dans l'orbite, a la forme d'une sphère et formé d'une coque résistante entourant le contenu proprement dit (Figure.I.1)

I.2.1. La coque oculaire :

Enveloppe externe de l'œil, se compose de 3 tuniques concentriques : une membrane de protection, une membrane nourricière et une membrane sensorielle [1].

I.2.1.1. Membrane de protection :

La première, la plus externe est constituée de la sclérotique, traversée en arrière par le nerf optique et se prolongeant en avant par la cornée, transparente et bombée, très innervée.La zone d'union entre la sclérotique et la cornée est le limbe sclérocornéen [1].

I.2.1.1.1. Sclérotique (sclère) :

Couche de tissu conjonctif enveloppant le bulbe de l'œil sauf sur sa partie antérieure occupée par la cornée, la sclère est de couleur blanchâtre et n'est pas translucide (Figure.I.1) [2].

I.2.1.1.2. Cornée :

La cornée, paroi mince, est difficile à voir, car c'est un hublot transparent l'iris et la pupille, dont un liquide la sépare, elle se prolonge par la sclérotique. La cornée constitue la première lentille de l'œil, avant le cristallin (Figure.I.1) [1].

I.2.1.1.3. Limbe scléornéen :

Zone de transition entre la cornée transparente et la sclérotique opaque. La richesse de sa vascularisation sanguine permet au limbe de bien nourrir la cornée, celui-ci assure également la régulation de la pression intraoculaire puisqu'il contient les voies de drainage de l'humeur aqueuse [1].

I.2.1.2. Membrane nourricière :

La deuxième membrane, nourricière, appelée uvée, est la tunique moyenne de l'œil riche en vaisseaux, elle se compose en arrière, de la choroïde, membrane mince et vascularisée, et en avant du corps ciliaire et de l'iris, celui-ci étant percé au centre par la pupille.

I.2.1.2.1. Choroïde :

Couche intermédiaire située entre la rétine et le sclère du bulbe de l'œil, dont elle ne recouvre que les deux tiers postérieurs, le tiers étant occupé par l'iris. La choroïde est formée d'un réseau complexe de vaisseaux sanguins qui irriguent la rétine (Figure.I.1) [2].

I.2.1.2.2. Corps ciliaire :

Saillie interne situé entre l'iris et la choroïde contenant le muscle ciliaire et les procès ciliaires, formés d'un réseau vasculaire dense, qui sécrète l'humeur aqueuse. En coupe, le corps ciliaire présente une forme triangulaire selon un plan sagittal et une forme annulaire encadrant l'iris selon un plan frontal (Figure.I.1) [2].

I.2.1.2.3. Iris :

A une forme de disque, situé sur la face antérieure de l'œil, percé d'un orifice central: la pupille. Selon sa pigmentation et sa vascularisation, la couleur de l'iris varie et détermine la couleur des yeux. Son rôle de sphincter provoque la dilatation ou la rétraction de la pupille (Figure.I.1) [2].

I.2.1.2.4. Pupille :

Orifice situé au centre de l'iris et à travers lequel les rayons de lumière pénètrent dans le bulbe de l'œil. La pupille est entourée de muscle sphincter irien qui provoque sa dilatation (mydriase) et sa contraction (myosis) (Figure.I.1) [2].

I.2.1.3 Membrane sensorielle :

La tunique la plus profonde est la membrane sensorielle, récepteur visuel proprement dit, composé uniquement de la rétine.

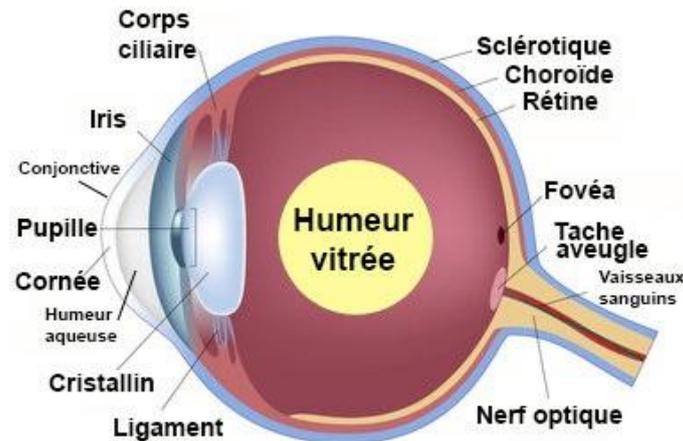


Figure.I.1. Anatomie de l'œil

I.2.1.3.1. Rétine :

La rétine est une membrane photosensible tapissant le fond de l'œil, sur laquelle parviennent les images transmises par la cornée et le cristallin. Les cellules qui la constituent transforment les influx lumineux en impulsions nerveuses, lesquelles gagnent les fibres nerveuses du nerf optique, assurant ainsi le transport des informations visuelles jusqu'au cerveau.

La rétine est constituée de plusieurs types de cellules, les cellules de la vision étant disposées en 3 couches superposées, qui sont, de l'arrière vers l'avant de l'œil : les cellules photoréceptrices (cônes et bâtonnets), les cellules bipolaires et les cellules ganglionnaires (Figure.I.2.) [1].

✓ Les cônes :

Sensibles à la qualité des rayons lumineux et responsables de l'acuité visuelle et de la vision des couleurs, sont très majoritaires sur la macula et seuls présents dans la fovéola.

✓ Les bâtonnets :

Sensibles à la quantité de lumière et à son intensité, et responsables de la vision dans des conditions de faible éclairage, se distribuent sur l'ensemble de la rétine et permettent l'élargissement du champ visuel, ou vision périphérique.

✓ Les cellules bipolaires :

Mettent en relation les cellules photoréceptrices et les cellules ganglionnaires.

✓ Les cellules ganglionnaires :

Se prolongent par les fibres optiques, qui se réunissent dans la papille pour former le nerf optique.

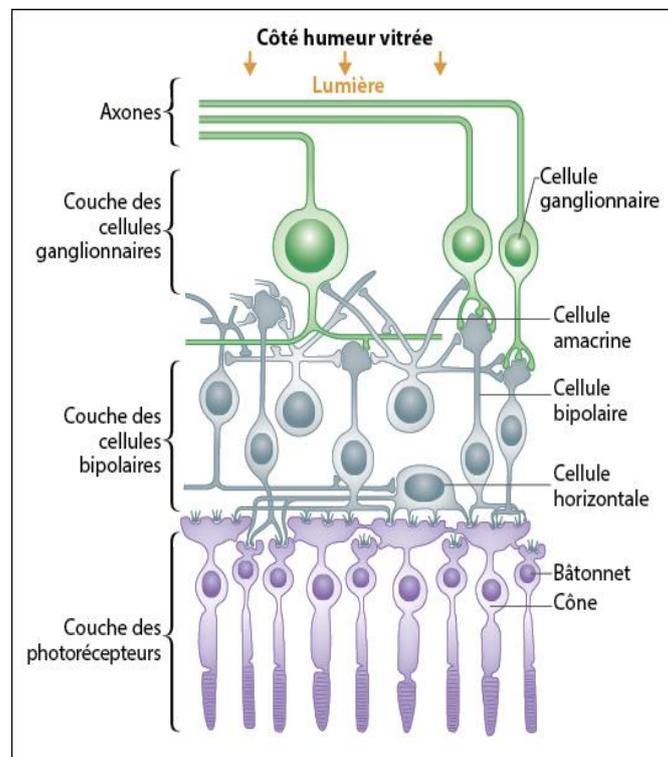


Figure.I.2.La rétine

I.2.1.3.2. Nerf optique :

Nerf reliant la papille optique au système nerveux central. Il transporte les sensations visuelles, transformées en stimuli nerveux sur la rétine, jusqu'à la zone de cortex cérébral occipital, chargé de la perception consciente (Figure.I.1) [2].

I.2.1.3.3. Macula :

Petite zone déprimée située au centre de la rétine et où l'acuité visuelle est maximale. La macula est plus jaune que le reste de la rétine et ne comporte aucun vaisseau. Elle est irriguée par les vaisseaux de la rétine en périphérie et, en profondeur, par ceux de la choroïde. La macula apparaît sous la forme d'une dépression car elle est moins épaisse que le reste de la rétine. En son centre se trouve la foveola [1].

I.2.1.3.4. Fovea :

Est une région de la rétine située dans la macula, près de l'axe optique de l'œil, dans la partie centrale de cette dernière. Cette région est de la plus haute importance pour la vision. Elle mesure 300 à 400 microns de diamètre et contient 25 000 cônes (Figure.I.1) [3].

I.2.1.3.5. Papille :

La papille est une zone circulaire de l'œil correspondant à la naissance du nerf optique. Elle se situe sur la rétine, à l'endroit où se réunissent les fibres optiques provenant des cellules ganglionnaires nerveuses de la rétine. La papille mesure environ 1,5 mm de diamètre, elle est plus pâle que le reste de la rétine

La vascularisation de la papille s'effectue grâce aux artères ciliaires courtes postérieures : il s'agit des branches de l'artère ophtalmique, à l'endroit de la pénétration des fibres du nerf optique. Au niveau de la sclère, les fibres du nerf optique traversent une zone que l'on appelle la lame criblée. C'est à ce niveau que ces structures sont soumises à la pression qui règne dans l'œil essentiellement au cours des glaucomes. La papille possède une caractéristique propre : elle ne contient aucune cellule visuelle, aucun récepteur sensible à la lumière. On parle de tache aveugle (Figure.I.1). L'examen de la papille s'effectue grâce au fond d'œil [4].

I.2.1.3.5.1. Aspect de la papille à l'examen du fond d'œil :

Le disque optique est accessible de face lors de l'observation du fond d'œil. Il a la forme d'un disque circulaire, ou légèrement ovalaire à grand axe vertical. La région papillaire comprend, de dehors en dedans :

- **Une zone péri-papillaire (ou para-papillaire) :**

Qui ne se distingue pas du champ rétinien lorsque l'épithélium pigmenté et la choroïde sont dans un parfait alignement frontal et que le canal scléral est lui-même perpendiculaire à la coque sclérale. Mais l'épithélium pigmentaire peut s'interrompre ou s'atrophier à distance du canal scléral, créant une zone atrophique (localisée ou concentrique) plus claire découvrant la choroïde. Elle est banale chez un grand nombre de sujets normaux, s'exprimant par l'observation d'un petit croissant para-papillaire habituellement temporel. Elle peut être de plus grande surface comme dans la myopie forte, ou lorsque le canal scléral est oblique.

L'âge et certaines pathologies acquises (comme le glaucome) peuvent augmenter la surface de cette atrophie péri-papillaire (Figure.I.4).

- **L'anneau scléral d'Elschnig :**

Paroi interne de l'anneau scléral. Il apparaît comme une ligne blanche épaisse, plus ou moins visible. Dans le glaucome évolué, la perte des fibres optiques le met à nu, et il devient très net (Figure.I.4).

- **L'anneau neuro-rétinien :**

Rose-orangé, regroupement des fibres optiques à l'entrée du canal scléral. Il est généralement plus épais dans le secteur inférieur que dans le secteur supérieur, et plus épais dans le secteur nasal que dans le secteur temporel (Figure.I.4). Un moyen mnémotechnique pour se rappeler ces variations d'épaisseur est la règle « isn't » (de moins en moins épais : inférieur, puis supérieur, puis nasal, puis temporel) (Figure.I.3).

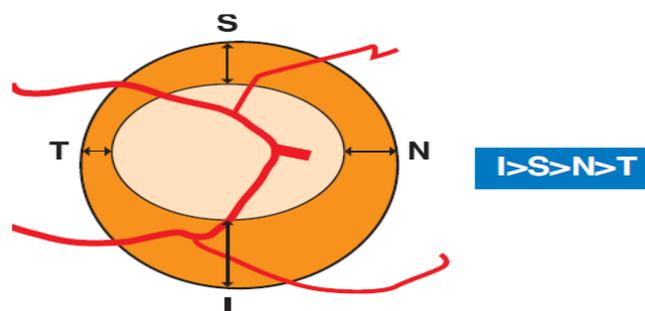


Figure.I.3. Règle « isn't » sur un schéma de papille droite excavée physiologiquement: l'anneau neuro-rétinien est plus épais en bas qu'en haut, puis plus en nasal qu'en temporel.

- **L'excavation papillaire :**

« cup » enfin, dépression observée au centre du disque. C'est un espace vide qui, lorsqu'il est suffisamment large, peut exposer la lame criblée (avec des orifices grisâtres au sein d'une structure blanche). Elle peut être inexistante dans les petites papilles, et avoir la forme d'un entonnoir sur des papilles moyennes. Lorsque les papilles sont de plus grande taille, elle devient franchement cylindrique, avec habituellement une pente plus douce en bas et en temporal, qu'en haut et en nasal. Elle peut être bordée sur ces grandes papilles, en haut ou en bas (ou les deux), d'un vaisseau émergeant de l'artère centrale de la rétine appelé vaisseau circum-linéaire, qui épouse donc parfaitement le bord interne de l'anneau neuro-rétinien (Figure.I.3). Ce type de vaisseau est un repère important de suivi, qu'il faut noter lorsqu'un sujet est glaucomateux, ou suspect de le devenir [4].

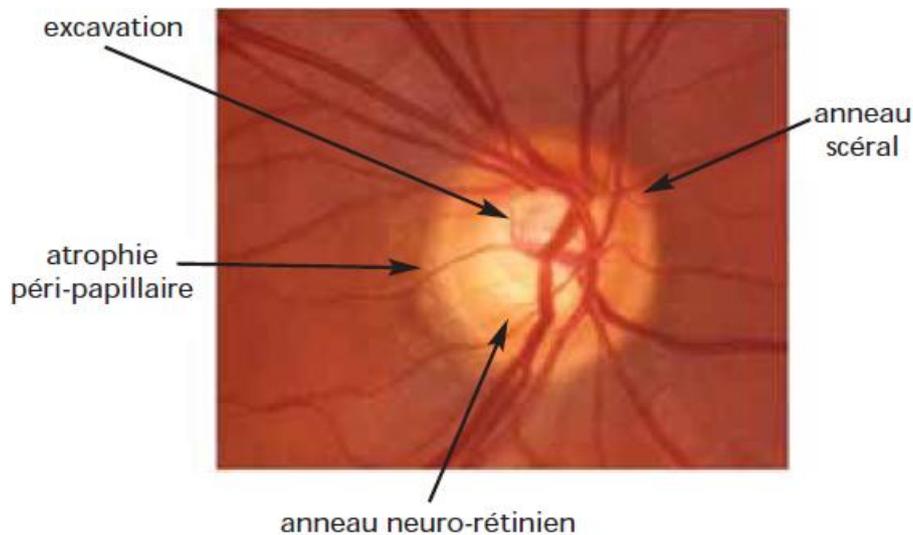


Figure.I.4. Papille, avec une petite zone d'atrophie péri-papillaire dans le secteur temporel

I.2.2. Le contenu de l'œil :

Est constitué, d'avant en arrière, par l'humeur aqueuse qui nourrit la cornée et passe dans la chambre antérieure (entre la cornée et l'iris) par la pupille, avant d'être éliminée à l'angle formé par l'iris et la cornée, par le cristallin, situé en arrière de l'iris, avec lequel il délimite la chambre postérieure, et relié au muscle ciliaire par un ligament annulaire, appelé zonule, lequel est responsable de l'accommodation, par le corps vitré.

I.2.2.1. Humeur aqueuse :

Liquide physiologique, contenu dans la chambre antérieure de l'œil (entre la cornée et le cristallin). L'humeur aqueuse est sécrétée par le corps ciliaire .Elle chemine entre l'iris et le cristallin, passe dans la chambre antérieure de l'œil par la pupille puis s'évacue par l'angle iridocornéen, filtrée par le trabéculum. Ensuite, le canal de Schlemm la draine jusqu'aux veines qui circulent à la surface de la sclérotique. L'humeur aqueuse contribue à réguler la pression intraoculaire tout en nourrissant les structures de l'œil et en éliminant leurs déchets (Figure.I.1) [1].

I.2.2.2. Cristallin :

Structure épithéliale transparente située à l'arrière de l'iris, en contact avec l'humeur aqueuse et, sur sa face postérieure avec le corps vitré. Le cristallin laisse passer les rayons lumineux. Sa forme de lentille biconvexe dévie les rayons pour les focaliser vers le centre de la rétine (Figure.I.1) [2].

I.2.2.3. Corps vitré :

Liquide visqueux et transparent remplissant toute la cavité du bulbe de l'œil en arrière du cristallin [2].

I.3. Les différentes pathologies :

La vision peut être affectée par une multitude de pathologies, ces dernières peuvent être classées en :

Des maladies dégénératives telles que la rétinopathie diabétique et la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA).

Des maladies opérables comme la cataracte qui est aujourd'hui traitée par la chirurgie.

Et des maladies graves telles que le glaucome qui touche 70 millions de personnes dans le monde dont 7 millions sont aveugles, est le deuxième facteur de cécité dans le monde ; ainsi Le taux d'atteinte de cette maladie avoisine les 5% en Algérie (4,6%) soit entre 450.000 et 500.000 malades.

Dans cette section; une description détaillée de la maladie étudiée qui est le glaucome. On

explique comment l'élévation de la pression intraoculaire détruit le nerf optique, les différents types ainsi que la classification clinique par stades de gravité de la maladie ; les principaux facteurs de risque, le diagnostic établi et le traitement conçu.

I.3.1. Le glaucome :

I.3.1.1. Définition :

Le glaucome est une maladie de l'œil responsable de lésions du nerf optique. Elle est le plus souvent due à une élévation de la pression interne de l'œil. L'atteinte visuelle causée par la maladie touche d'abord la périphérie du champ visuel, puis s'étend progressivement vers son centre. Si elle n'est pas traitée, elle peut engendrer une déficience visuelle, voire la cécité
Figure I.5.



Figure.I.5. La vision d'un glaucomateux

Le glaucome est une maladie de l'œil caractérisée par des lésions du nerf optique. Il s'agit du nerf partant de la rétine, à l'arrière de l'œil, et transportant les images jusqu'au cerveau. Lorsqu'il est abîmé, le champ visuel est réduit. La vision est altérée et cela peut conduire à la cécité. Cette affection est la seconde cause de cécité en France, après la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA).

Le glaucome évolue petit à petit. Il est le plus souvent lié à l'augmentation de la pression à l'intérieur de l'œil (hypertension intraoculaire). Dans une minorité de cas, il se développe alors que cette pression est normale (Figure.I.6) [5].

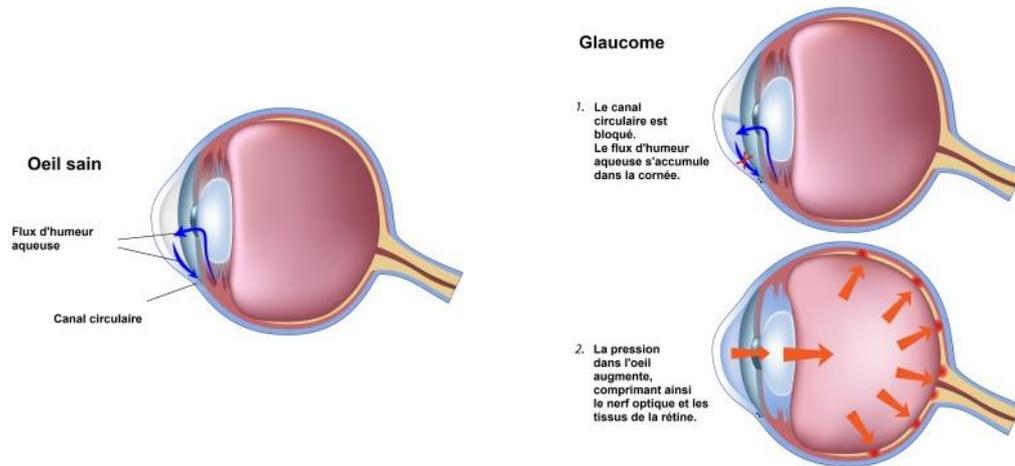


Figure.I.6.Le glaucome

I.3.1.2. Papille glaucomateuse :

La papille, ou disque optique « disc », ou tête du nerf optique, est le lieu de rassemblement des fibres optiques à l'entrée du nerf optique. C'est aussi la structure anatomique oculaire qui est détruite progressivement par le glaucome. Cette altération s'exprime par l'apparition d'une excavation « cup », ou par l'élargissement d'une excavation constitutionnelle physiologique. Elle est visible à l'examen du fond d'œil, et peut précéder de plusieurs années l'apparition des désordres périmétriques. Le rapport « cup/disc » ou C/D est le rapport linéaire entre l'excavation et le disque optique. Il s'évalue horizontalement et/ou verticalement, au niveau du plus large diamètre du disque optique et du plus large diamètre de l'excavation dans le même axe. Il s'exprime en dixièmes de 0/10 (pas d'excavation) à 10/10 (lorsque l'excavation est totale). Il semble plus pertinent, si l'on ne veut retenir qu'une valeur, de considérer le C/D vertical : dans le glaucome, la papille s'excave d'abord plus verticalement qu'horizontalement et, en cas d'excavation totale, le C/D vertical est à 10/10... ce que ne peut être le C/D horizontal, à cause de la persistance en nasal du paquet vasculaire émergent [4].

Comme il a été cité précédemment, l'excavation est ce qui caractérise le plus l'atteinte papillaire glaucomateuse, à condition qu'elle soit par ailleurs évolutive. Cette atteinte ne se réduit toutefois pas à ce seul creusement de la tête du nerf optique, car celui-ci peut s'accompagner d'autres signes visibles à l'examen du fond d'œil comme l'apparition d'une hémorragie papillaire ou l'exclusion d'un vaisseau circum-linéaire.

I.3.1.2.1.L'excauation glaucomateuse :

Le glaucome est caractérisé par un amincissement progressif de l'anneau neuro-rétinien. Il existe différents types de pertes en fibres visuelles qui peuvent être diffusés, localisées ou bien alors mixtes.

Plus précisément, l'excauation glaucomateuse évolue suivant un schéma assez stéréotypé :

- Au début, la largeur de l'anneau neuro-rétinien diminue dans la portion temporale de la papille. Si la papille n'est pas excavée physiologiquement, l'examen révèle l'apparition d'un rejet nasal des vaisseaux, qui accompagne la constitution de l'excauation.

s'il existe une excavation physiologique, celle-ci présente progressivement une ovalisation à grand axe vertical ou oblique. Parallèlement, les vaisseaux suivent la progression de l'excauation, et affectent rapidement une disposition dite « en baïonnette »: un premier segment apparaît au fond de l'excauation, le second est observé plus ou moins en enfilade, ou disparaît sous l'auvent de l'excauation, le troisième est superficiel sur la margelle papillaire.

- Puis l'excauation atteint la bordure papillaire pour rompre l'anneau neuro-rétinien, en temporal supérieur ou inférieur, ou les deux. L'excauation évolue aussi en profondeur (mais cette progression est classiquement moins rapide que la progression de surface), et la lame criblée devient nettement visible. (Figure.I.7).

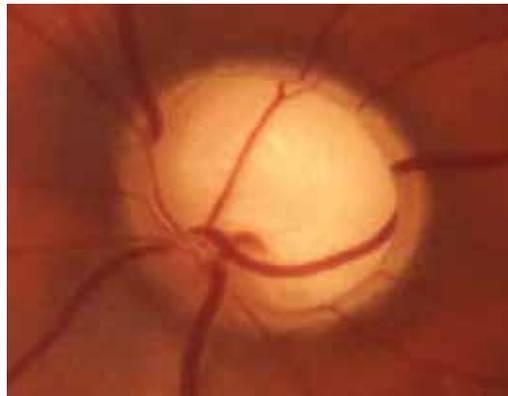


Figure.I.7. Excavation sub-totale avec un large vaisseau circum-linéaire exclu dans la portion inférieure.

- A un stade avancé, l'excauation glaucomateuse est totale. L'anneau scléral de la papille devient nettement visible, grisâtre ou jaunâtre, mais un peu plus sombre que le fond de l'excauation qu'il surplombe (il ne doit pas être confondu, comme c'est souvent le cas, avec des fibres optiques restantes). Du côté nasal, le paquet vasculaire central rétinien peut être

totale­ment plaqué contre l'extrême bord papillaire, ou être dépassé par l'excavation, les vaisseaux passant alors en pont au-dessus d'elle pour rejoindre la rétine nasale. S'il existe un vaisseau circum-linéaire, il est dépassé par l'excavation, et est progressivement plaqué dans le fond de celle-ci avec son maigre tissu de soutien. De la même façon, les petits vaisseaux cilio-rétiniens secondaires, qui émergeaient de l'anneau neurorétinien, se retrouvent plaqués contre le bord de l'excavation [4].

I.3.1.3. Les formes cliniques du glaucome :

I.3.1.3.1. Le glaucome par fermeture de l'angle (G.F.A.)

Autrefois appelé Glaucome Aigu, c'est une complication brutale d'une anomalie anatomique préexistante et jusque-là muette. Sous l'influence de facteurs variables, un angle irido cornéen étroit se ferme, empêchant ainsi l'évacuation des fluides de l'œil. La sécrétion de l'humeur aqueuse étant constante, il s'ensuit une élévation rapide de la pression intraoculaire. En quelques heures la douleur est intolérable, et la vision s'effondre (Figure. I.8). Le traitement de la crise de G.F.A. est une urgence :

- médicale, afin de faire baisser la pression intraoculaire le plus rapidement possible
- puis chirurgicale : iridotomie périphérique au laser ou chirurgicale, pour shunter l'iris qui fait obstacle.

L'anomalie de l'angle irido cornéen étant le plus souvent bilatérale, le traitement laser ou chirurgical sera appliqué à l'autre œil de façon préventive [6].

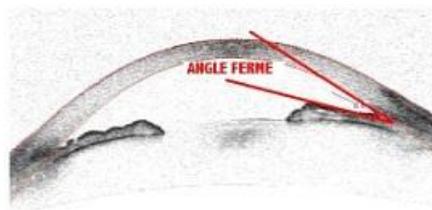


Figure.I.8.Glaucome à angle fermé

I.3.1.3.2. Le glaucome à Angle Ouvert (G.A.O.)

Autrefois appelé Glaucome Chronique, c'est une affection oculaire d'autant plus grave qu'elle est d'évolution lente et pratiquement sans signe d'appel.

La maladie est due à une gêne à l'évacuation de l'humeur aqueuse vers les espaces extra oculaires. Dans ce cas, l'angle irido-cornéen est d'ouverture normale, mais le "filtre" au travers duquel l'humeur aqueuse doit passer présente une résistance anormale. Il en résulte une augmentation de la pression intra oculaire par défaut d'évacuation et des altérations du nerf optique peuvent apparaître avec des anomalies du champ visuel plus tardives en règle (Figure.I.9).

Le dépistage de la maladie par la mesure systématique de la pression intraoculaire et l'examen minutieux du nerf optique lors des consultations chez l'ophtalmologiste, permet un diagnostic précoce de l'affection et la mise en œuvre de son traitement sans délai.

Le traitement du glaucome primitif à angle ouvert peut être selon la gravité de l'affection et son degré d'évolutivité, médical, chirurgical ou au laser [6].

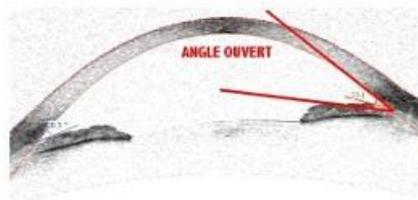


Figure.I.9.Glaucome à angle ouvert

I.3.1.3.3. Le glaucome à Pression normale (GPN) :

Encore appelé glaucome à pression intra oculaire basse, il est caractérisé par une atteinte du nerf optique de type glaucomateux, avec des altérations caractéristiques du champ visuel, et ce, sans élévation de la pression intra oculaire. La recherche d'autres facteurs de risque, notamment vasculaires est essentielle. Le traitement et la prise en charge du GPN sont similaires à ceux du GPAO, à savoir un abaissement supplémentaire de la pression intra oculaire est recommandé et serait bénéfique à la préservation, à terme, du champ visuel.

I.3.1.3.4 Les glaucomes secondaires :

Certains glaucomes sont dits secondaires car sont associés à des circonstances de survenue favorisantes, il peut s'agir d'un traumatisme oculaire, d'une prise médicamenteuse, d'une chirurgie oculaire, d'une inflammation intraoculaire, d'une dispersion de pigments à l'intérieur de l'œil.

Une forme de glaucome particulière, le glaucome néo vasculaire qui est caractérisé par la survenue de vaisseaux anormaux à la surface de l'iris et dans l'angle irido cornéen, il est généralement en rapport avec une pathologie rétinienne telle que le diabète, une occlusion vasculaire.

I.3.1.4. Epidémiologie :

Le glaucome est une maladie fréquente puisqu'il atteint 2 % de la population totale. Dans l'hexagone, il y aurait 600 000 personnes atteintes de glaucome, auxquelles s'ajoutent 400 000 autres qui en sont touchées sans le savoir. En Belgique, 2 % des personnes de plus de 40 ans présentent un glaucome. Au Maroc, 400 000 personnes sont atteintes de glaucome à angle ouvert. Aux Etats-Unis, il est estimé que 2,2 millions d'Américains de 40 ans et plus, soit 1,86 % de la population, souffrent de cette affection. La fréquence du glaucome augmente avec l'âge et il survient surtout chez les personnes de 50 ans et plus mais il peut également toucher les enfants. Il s'agit alors d'un glaucome congénital.

Dans les pays industrialisés, le glaucome constitue la première cause de cécité [7].

I.3.1.5. Expression clinique du glaucome

I.3.1.5.1. Symptomatologie :

- Glaucome à angle ouvert :

La symptomatologie est variable : douleurs oculaires ou péri-orbitaires, larmoiement, céphalées, diminution de la vision périphérique.

- Glaucome à angle fermé :

La symptomatologie du glaucome aigu associe une détérioration brutale et soudaine de la vision, des douleurs vives et une rougeur oculaire.

I.3.1.5.2. Atteinte de la papille :

La signature histopathologique du glaucome est la modification de la tête du nerf optique : élargissement de la dépression centrale de la papille (excavation), diminution de l'anneau neurorétinien, présence d'hémorragies de la papille.

L'excavation progressive de la papille est la manifestation de la mort des cellules ganglionnaires du nerf optique. L'atteinte des fibres nerveuses pourrait être détectée sans atteinte du champ visuel associée [8].

I.3.1.6. Classification clinique par stades de gravité du glaucome [8]

Stade de gravité	Risque d'évolution vers la cécité	Caractéristiques du glaucome
Stade 1	Très élevé	- Atteinte du nerf optique + déficit visuel quel que soit le niveau de PIO
Stade 2	Important	- Atteinte du nerf optique - PIO modérément augmentée ou une PIO ³ 30mmHg mais avec un disque optique normal - Fermeture de l'angle avec présence de synéchies ou PIO augmentée - Néovascularisation
Stade 3	Modéré	- Disque optique normal et absence d'altération du champ visuel - PIO augmentée et disque optique subnormal - œil controlatéral d'un œil dont la neuropathie optique a été confirmée
Stade 4	Faible	- PIO augmentée* - Vieillessement* - Fermeture de l'angle - Syndrome pigmentaire - Syndrome pseudo-exfoliatif - Hémorragie au niveau de la papille - Asymétrie de la papille - Antécédents familiaux de glaucome* - Facteurs de risque génétiques*

(*) = l'association de plusieurs facteurs de risque fait passer un sujet du groupe 4 au groupe 3.

Tableau.I.1.Risque d'évolution vers la cécité en fonction des caractéristiques du glaucome d'après le *South East Asia Glaucoma Interest Group*, 2004

I.3.1.7. Les facteurs de risque du glaucome

La chambre antérieure de l'œil est située en avant du cristallin et de l'iris; il y circule un fluide biologique nourricier transparent, l'humeur aqueuse. Ce liquide biologique est normalement produit par les corps ciliaires en arrière de l'iris, passe au travers de la pupille, circule dans la chambre antérieure pour ensuite être évacué au niveau du trabéculum. Le trabéculum, filtre situé à la périphérie de l'iris, dans l'angle irido cornéen, assure donc l'évacuation de l'humeur aqueuse.

- L'hypertonie oculaire :

L'équilibre pressionnel qui règne dans l'œil correspond à une balance entre la production de fluide et son évacuation. Une augmentation de la pression intra oculaire correspond généralement à un défaut d'évacuation de l'humeur aqueuse, le trabéculum assurant moins bien son rôle de filtre passif, présente une résistance. La pression augmentée ainsi dans l'œil

peut entraîner une souffrance « mécanique » du nerf optique. L'hypertonie oculaire représente le facteur de risque majeur de survenue de glaucome. Il est important de souligner que la mesure de la pression intra oculaire fait partie de la consultation d'ophtalmologie; cette mesure doit être pondérée par la notion d'épaisseur de la cornée, en effet la pression intra oculaire est surestimée en cas de cornée épaisse et inversement sous-estimée en cas de cornée fine. La pression intra oculaire présente par ailleurs des variations normales au cours de la journée, et n'est donc pas un chiffre immuable.

L'hypertonie oculaire n'est pas pour autant synonyme de glaucome, certaines personnes présentant une hypertonie oculaire ne développent pas de glaucome (ie pas d'atteinte du nerf optique) mais il est recommandé une surveillance à terme.

A l'inverse, on peut avoir un véritable glaucome (ie atteinte du nerf optique avec altérations du champ visuel) sans jamais présenter d'hypertonie oculaire [9].

- antécédents familiaux d'hypertonie oculaire ou de glaucome : environ 30 % des glaucomes ont un caractère héréditaire; dans 20 % des cas environ, il est possible de mettre en évidence une transmission autosomale dominante, mais cependant avec une pénétrance variable.

- âge : l'incidence du glaucome a tendance à augmenter avec l'âge à partir de 40 ans et culmine vers 70 ans.
- prise de corticoïdes par voie générale ou locale (ancienne ou récente), prédisposant à l'hypertonie oculaire,
- autres facteurs de risque, en particulier cardiovasculaires : *hypotension artérielle* (qu'elle soit iatrogène, nocturne ou orthostatique), *diabète sucré*, *myopie forte*, [10]

I.3.1.8. Dépistage :

Le glaucome est un problème majeur de Santé Publique, nécessitant un dépistage systématique de masse, en particulier dans la population de plus de 40 ans. Ce dépistage s'appuie sur la mesure de la pression intra-oculaire et l'analyse de la papille optique par le fond d'œil. Au moindre doute, l'enregistrement du champ visuel par périmétrie doit être réalisé [10].

I.3.1.9. Diagnostic :

L'examen ophtalmologique retrouve :

- une acuité visuelle conservée, pouvant diminuer au stade tardif de la maladie ou en cas de pathologie oculaire associée (exemple : cataracte chez une personne âgée)
- un oeil calme et blanc, non douloureux.
- une chambre antérieure profonde, une pupille normalement réactive (sauf à un stade très évolué où le réflexe pupillaire est diminué),
- une pression intra-oculaire (mesure au tonomètre à aplanation de Goldmann ou au tonomètre à air pulsé) généralement élevée (> 21 mm Hg), mais parfois normale (glaucome à pression normale).
- un angle irido-cornéen ouvert en gonioscopie.
- une papille optique excavée, c'est-à-dire creusée en son centre par raréfaction progressive des fibres nerveuses qui forment le nerf optique :
 - ✓ stade de début : on peut noter un accroissement de la pente de l'excavation physiologique. Les bords deviennent abrupts, en particulier le bord temporal. On estime l'augmentation de la taille de l'excavation par le calcul du « rapport cup/disc » (rapport de la largeur de l'excavation sur la largeur de la papille, normalement de l'ordre de 0,3).

- ✓ stade évolué : l'excavation est nette, ses bords sont abrupts sur toute la circonférence. Les vaisseaux centraux sont rejetés en nasal, le fond de la papille est pâle. Le rapport cup/disc de la papille est augmenté par rapport au début de l'affection (Figure. I.10) [10].

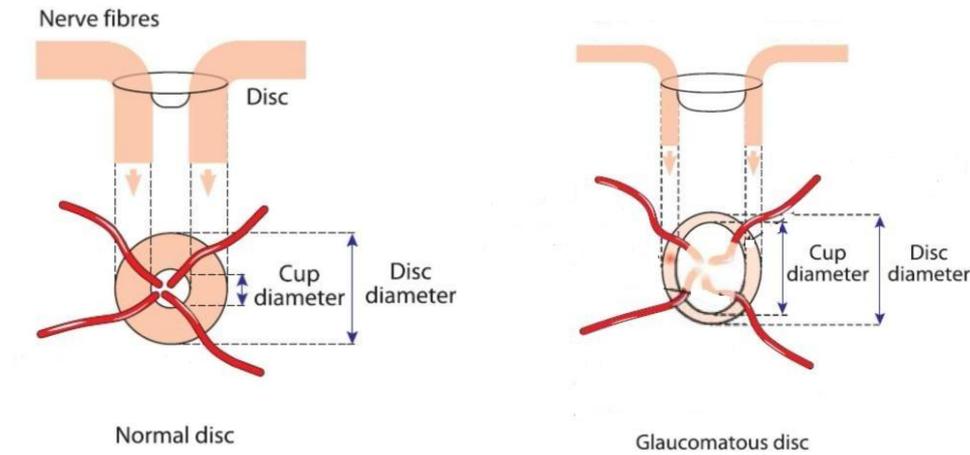


Figure.I.10.la différence entre un disque normal et un disque glaucomateux

I.3.1.10. Traitement :

Pour traiter le glaucome, on peut avoir recours à des médicaments, à la chirurgie au laser ou à la chirurgie traditionnelle. Ces traitements ne permettent pas de recouvrer l'acuité visuelle initiale (les pertes du champ visuel étant permanentes), mais servent à préserver ce qu'il en reste.

I.3.1.10.1.Les médicaments :

Les médicaments, administrés sous forme de gouttes ophtalmiques ou de comprimés, constituent le traitement de prédilection du glaucome. Ils abaissent la pression intraoculaire, soit en diminuant la production du liquide intraoculaire, soit en améliorant son écoulement hors de l'œil.

I.3.1.10.2. La chirurgie au laser :

La chirurgie au laser vise à améliorer l'écoulement du liquide intraoculaire. L'opération se fait au moyen du faisceau lumineux très intense émis par le laser, qui permet d'ouvrir le passage qui conduit le liquide intraoculaire hors de l'œil.

I.3.1.10.3. La chirurgie traditionnelle :

La chirurgie traditionnelle a pour but d'ouvrir le passage par lequel s'écoule le liquide intraoculaire. L'opération proprement dite consiste à enlever des fragments de tissus pour créer une ouverture qui facilitera l'écoulement du liquide intraoculaire [11].

I.4. L'instrumentation médicale pour le diagnostic du glaucome :

Il existe une panoplie de techniques d'acquisition des différents types d'images couleur du fond d'œil, notamment pour le diagnostic du glaucome dont les plus utilisés sont présentées dans la section qui suit.

I.4.1 La pachymétrie :

L'épaisseur de la cornée est un facteur important dans l'évaluation et l'appréciation de la pression intraoculaire. Une cornée épaisse correspond à une valeur plus élevée de la pression intraoculaire. La pachymétrie constitue donc une méthode qui peut dépister un glaucome.

La pachymétrie est un examen qui consiste à mesurer l'épaisseur de la cornée en utilisant un pachymètre (Figure. I.11). Cette épaisseur est définie par la distance entre la face antérieure et la face postérieure de la cornée.

L'épaisseur de la cornée est variable d'une personne à l'autre mais son épaisseur diminue de la périphérie vers le centre.

La pachymétrie est essentiellement prescrite avant toute chirurgie de la cornée. L'examen ne nécessite pas de préparations particulières et n'est pas douloureux.

Le patient est examiné en position assise ou allongée. Le médecin procède à une instillation de produit anesthésique dans chaque œil. La sonde est placée au contact de la cornée, en émettant des ultrasons. Les signaux sont recueillis par l'appareil pour donner les mesures sur l'épaisseur de la cornée traversée par les ultrasons.

La pachymétrie n'est aucunement dangereuse et ne comporte aucun effet secondaire [12].



Figure.I.11.Pachymètre

I.4.2. La Tomographie en Cohérence Optique (OCT):

L'OCT est une technique d'imagerie qui explore la rétine et permet de donner des détails sur les différentes structures composant la rétine ainsi que son épaisseur.

L'examen utilise un rayon infra rouge, projeté sur la rétine en traversant ses différentes couches. Les rayonnements vont réfléchir pour être captés et analysés par l'appareil. Cette analyse donne des précisions sur l'épaisseur de la rétine, présentée en coupes sur un écran (Figure.I.12).

L'OCT est particulièrement indiquée dans les affections de la rétine, notamment au cours d'une intervention chirurgicale pouvant toucher cette partie de l'œil.

L'OCT est un examen non douloureux et non invasif ; il n'existe aucun contact avec l'œil. L'examen est très bref et ne dure que quelques minutes.

Les images des différentes couches de la rétine sont étudiées et interprétées. Elles peuvent détecter des lésions de la rétine [13].

Afin de suivre un glaucome, l'OCT permet d'analyser l'angle entre la cornée et le cristallin, d'évaluer l'épaisseur des fibres nerveuses, de mesurer le nerf optique. Il mesure aussi la taille de la papille et de l'excavation papillaire.



Figure.I.12.Tomographie par cohérence optique

I.4.3. Rétinographie :

Il s'agit d'un appareil qui permet la réalisation d'une photographie en couleur de la rétine. Cet examen pourra servir dans deux domaines.

- Tout d'abord pour le dépistage de certaines atteintes de la rétine, avant même que les symptômes n'aient amené le patient à consulter.
- Mais aussi pour le diagnostic et le suivi de certaines maladies touchant la rétine.

Par rapport au simple fond d'œil, cet examen permet de conserver une photo de la rétine au moment de l'examen ce qui permettra une interprétation plus facile et aussi une comparaison à des clichés réalisés lors d'autres examens (Figure.I.13).

L'examen peut être réalisé avec ou sans dilatation de la papille selon le cas. La dilatation permet d'avoir une vision plus étendue de la rétine mais entraîne sur l'œil dilaté un flou visuel de quelques heures qui interdit la conduite pendant cette période [14].



Figure.I.13.Rétinographe

I.4.4. le champ visuel :

Ce test permet de déterminer l'étendue de l'espace que peut voir chaque œil. Il consiste à regarder dans un appareil, puis à fixer une mire, tandis que de petits tests lumineux apparaissent brièvement dans les différentes parties du champ visuel. Il suffit de signaler au fur et à mesure les lumières perçues en appuyant sur un bouton (Figure.I.14).

En cas de glaucome, certaines régions du champ de vision sont moins bien vues ou même ignorées du patient, ce qui définit les scotomes. Le plus souvent, l'atteinte du champ visuel débute par une petite anomalie dans la région du nez. Puis ce déficit augmente et s'élargit vers les zones supérieures et inférieures du champ visuel, et enfin vers le centre.

Le champ visuel le plus souvent demandé est en noir et blanc. Parfois, un examen du champ visuel plus approfondi en couleur (test « bleu-jaune ») peut être demandé, surtout dans les formes peu évoluées. L'examen dure entre 2'30 et 5 minutes pour chaque œil, mais peut être plus long à recueillir lorsque le glaucome est plus évolué (et donc que le champ visuel est plus détérioré) [15].



Figure.I.14. Le champ visuel

I.5. Conclusion:

Dans ce chapitre, nous avons introduit les notions de base concernant l'anatomie du fond d'œil. Une explication généreuse et approfondie a été donnée pour la maladie du glaucome qui est considéré comme responsable d'une perte de l'acuité visuelle en conséquence d'une détérioration du nerf optique.

Les techniques d'acquisition des images couleurs; ont été discutées à la fin du chapitre.

Chapitre II:

Méthodes De Segmentation

II.1. Introduction :

Le traitement d'image numérique est un ensemble d'approches, de techniques et d'outils dont l'objectif est de résoudre la majorité des problèmes qui peuvent se présenter lorsqu'il est nécessaire d'extraire et d'analyser de façon automatique les informations présentes dans une image.

Le traitement d'image peut se résumer en des étapes principales y compris : l'acquisition; l'amélioration; la segmentation et l'analyse des images.

Dans la suite de notre travail, on s'intéressera d'une part à l'amélioration des images qui vise à obtenir une plus grande lisibilité; en donnant un aperçu sur les méthodes de rehaussement de contraste, et de filtrage qui consiste à appliquer des filtres linéaires, non linéaires et des opérateurs morphologiques; et d'autre part à la segmentation en décrivant les différentes techniques qui existent dans la littérature.

II.2. Définition de l'image :

L'image est une représentation d'une personne ou d'un objet par la peinture, la sculpture, le dessin, la photographie, le film, etc. C'est aussi un ensemble structuré d'informations qui, après affichage sur l'écran, ont une signification pour l'œil humain.

Nous recensons d'abord les différents types d'images que nous pourrions être amenés à traiter. Pour pouvoir être analysé par un système informatique, une image doit être représentée par un ensemble discret de valeurs, les pixels. Chaque pixel est associé à une ou plusieurs valeurs selon le choix de la représentation adoptée.

II.2.1. Représentation des images numériques :

une image numérique est une matrice de pixels repérés par leur coordonnées (x,y) . La représentation la plus élémentaire correspond à l'image binaire pour laquelle chaque pixel ne peut prendre qu'une valeur parmi deux $(0,1)$. S'il s'agit d'une image couleur, un pixel est codé par 3 composantes (R,G,B) (chacune comprise au sens large entre 0 et 255), représentant respectivement les "doses" de rouge, vert et bleu qui caractérisent la couleur du pixel. S'il s'agit d'une image en niveau de gris, il est codé par 1 composante comprise au sens large entre 0 et 255, représentant la luminosité du pixel [16].

II.3. Amélioration des images :

Les images acquises sont le plus souvent entachées de parasites ou bruits. Le traitement à leur appliquer dépend de l'information que l'on veut en extraire. En effet, le dispositif et les conditions d'acquisition n'étant pas toujours parfaits, l'image peut présenter des distorsions ou un flou ; pour s'en débarrasser, les techniques de restauration d'images peuvent être employées.

Il peut arriver que malgré la suppression du bruit, l'image soit encore de mauvaise qualité, rendant de ce fait l'interprétation difficile ; les techniques d'amélioration d'images vont nous permettre alors de donner une meilleure qualité à l'image en lui rendant un aspect visuel plus agréable.

Ces techniques s'appuient sur le contraste correspondant à la différence existant entre les pixels de plus fortes intensités habituellement qualifiés de « clairs », et ceux de plus faibles intensités communément appelés pixels « sombres ».

Le but de l'amélioration du contraste est d'obtenir une image plus lisible que celle de départ pour une utilisation spécifique, par exemple la mise en évidence ou le renforcement de certains aspects qu'elle renferme.

Dans cette section du chapitre, on va présenter les principales méthodes employées pour l'amélioration des images qui se fondent sur l'une des approches suivantes (Figure. II.1) :

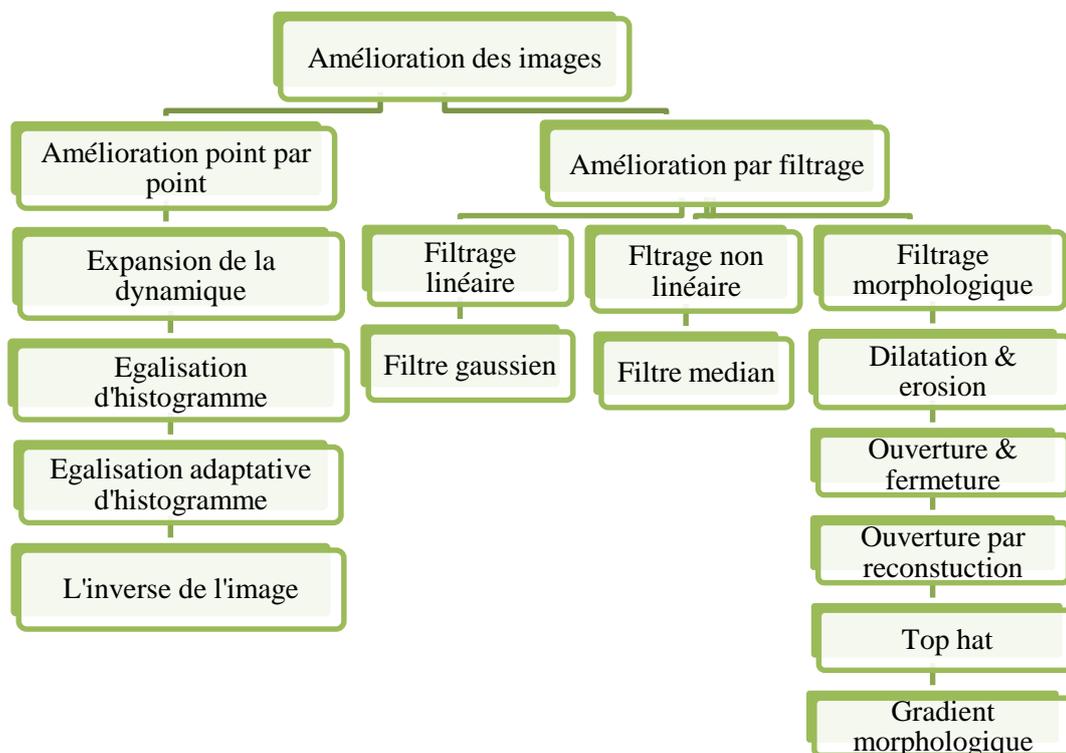


Figure. II.1. Différentes approches pour l'amélioration des images

II.3.1. Amélioration point par point :

La technique de traitement la plus simple consiste à appliquer à chaque pixel de l'image une fonction qui transforme son intensité. Cette fonction peut être représentée par une courbe de transfert (Figure.II.2) qui donne en ordonnée l'image de chaque niveau d'intensité en abscisse:

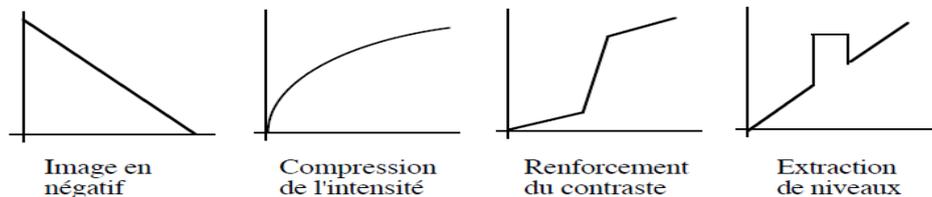


Figure. II.2.Exemples de courbes de transfert

La compression de l'intensité est utile pour des images qui ont une très large plage d'intensité, comme par exemple une transformée de Fourier.

Le renforcement du contraste permet d'augmenter artificiellement le contraste d'une image ternaire.

L'extraction de niveau permet de mettre en évidence des parties d'une image ayant une intensité donnée [17].

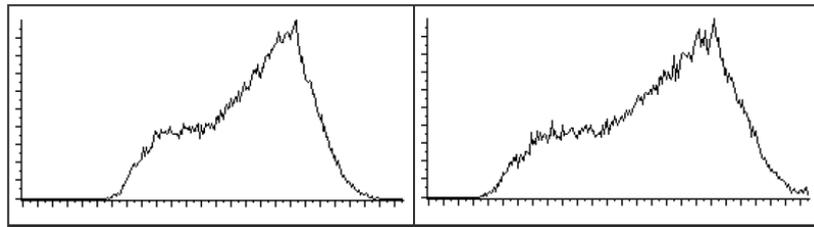
Pour déterminer la courbe de transfert la mieux adaptée à un traitement donné, il est utile de calculer l'histogramme de l'image, qui donne le nombre de pixels en fonction de l'intensité de l'image. Parmi les méthodes de traitement point par point on peut distinguer :

II.3.1.1. Expansion de la dynamique :

Expansion d'histogramme (aussi appelé "linéarisation d'histogramme" ou " L'étirement de la dynamique") consiste à répartir les fréquences d'apparition des pixels sur la largeur de l'histogramme. Ainsi il s'agit d'une opération consistant à modifier l'histogramme de telle manière à répartir au mieux les intensités sur l'échelle des valeurs disponibles. Ceci revient à étendre l'histogramme afin que la valeur d'intensité la plus faible soit à zéro et que la plus haute soit à la valeur maximale (Figure. II.3).

De cette façon, si les valeurs de l'histogramme sont très proches les unes des autres, l'étirement va permettre de fournir une meilleure répartition afin de rendre les pixels clairs encore plus clairs et les pixels foncés proches du noir.

Il est ainsi possible d'augmenter le contraste d'une image. Par exemple une image trop foncée pourra devenir plus "visible" [18].



Histogramme de l'image initiale

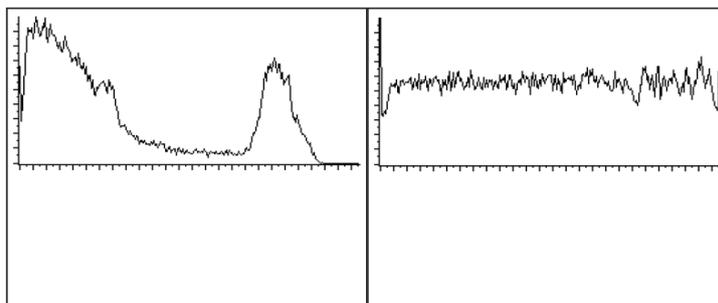
Histogramme de l'image finale

Figure. II.3. La courbe tonale correspondant à l'expansion de l'histogramme

II.3.1.2. Egalisation d'histogramme :

Une technique simple consiste à égaliser l'histogramme, c'est-à-dire à transformer l'image de telle sorte que l'histogramme transformé soit le plus "plat" possible (Figure. II.4). Cette transformation est construite à partir de l'histogramme cumulé de l'image de départ. La méthode est rapide, facile d'implémentation, complètement automatique, et vise à augmenter les nuances dans l'image.

L'égalisation d'histogramme peut améliorer une image là où la correction de dynamique d'histogramme est insuffisante [18].



Histogramme de l'image initiale

Histogramme de l'image finale

Figure. II.4. La courbe tonale correspondant à l'égalisation d'histogramme

II.3.1.3. Egalisation adaptative d'histogramme :

L'égalisation d'histogramme permet de rehausser le contraste de l'image de manière automatique. Cependant le calcul se fait sur toute l'image alors que bien souvent il faut rehausser le contraste de l'image de manière locale. Il est donc parfois préférable d'utiliser une

égalisation d'histogramme adaptatif. L'idée est d'égaliser l'histogramme localement sur différentes régions de l'image. La méthode se base sur une division de l'image en un certain nombre de rectangles et applique sur chacun une égalisation d'histogramme en limitant le contraste pour éviter de rehausser de manière trop importante le bruit dans des zones uniformes. Ensuite les valeurs de l'intensité sont interpolées aux frontières de chaque rectangle pour éviter des sauts brusques d'intensité entre deux rectangles voisins [19].

II.3.1.4. L'inverse de l'image :

L'opération d'inversion consiste, comme son nom l'indique, à inverser les valeurs des pixels par rapport à la moyenne des valeurs possibles. Le résultat obtenu est appelé négatif [18].

II.3.2. Amélioration par filtrage :

Dans le traitement d'image, un filtre est un système servant à retenir, supprimer, rediriger ou modifier les éléments indésirables de l'image, à en laisser passer librement les éléments utiles. On distingue deux types de filtres : les filtres linéaires et les filtres non linéaires.

II.3.2.1. Filtrage linéaire :

Le filtrage linéaire est très utile dans le cas où l'on ne dispose à priori d'aucune connaissance sur l'image à traiter. Il utilise des algorithmes de faible complexité dont les résultats sont satisfaisants sur la plupart des types d'images. Il consiste à remplacer chaque valeur de pixel par une combinaison linéaire des intensités de ses voisins. Les coefficients de cette combinaison linéaire, fournis par la réponse impulsionnelle du filtre, sont représentés par une matrice appelée *masque de convolution* qui donne son nom au filtre [20].

- **Filtre gaussien :**

Un filtre gaussien est donné par discrétisation de la fonction gaussienne :

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}$$

Sur un voisinage de (0, 0). Ici σ est l'écart-type et la moyenne est nulle. Image filtrée : convolution entre l'image originale et la distribution de Gauss.

$$L_{med}(x, y) = G(x, y) * A(x, y)$$

La taille du filtre gaussien est gouvernée par σ . En général un filtre gaussien avec $\sigma < 1$ est utilisé pour réduire le bruit. Plus σ est grand, plus le flou appliqué à l'image sera important [21].

II.3.2.2. Filtrage non linéaire :

Ces opérateurs ont été développés pour pallier aux insuffisances des filtres linéaires : principalement la mauvaise conservation des contours. Ils ont le défaut d'infliger des déformations irréversibles à l'image. Nous ne développerons pas ici de théorie des filtres non-linéaires : ils sont chacun basés sur des bases mathématiques ou empiriques différentes.

- **Filtre médian :**

Le filtre médian utilise des opérateurs morphologiques pour remplacer la valeur d'un pixel par la valeur médiane de l'ensemble des pixels de son voisinage.

Ce filtre est particulièrement efficace pour l'élimination de bruit impulsionnel sur des images en niveau de gris.

- **Algorithme :**

- Choisir une fenêtre dont la taille est un nombre impair.
- Trier les éléments de la fenêtre dans l'ordre croissant.
- Affecter au pixel central P la valeur médiane [22].

II.3.2.3. Filtrage morphologique :

La morphologie mathématique est une classe d'opérateur de traitements d'images qui a été développée à l'origine pour des images binaires, mais qui a depuis été étendue aux images en niveaux de gris.

Le filtre morphologique permet d'identifier et caractériser des formes et des structures dans une image ainsi de la simplifier en préservant sa structure, mais il perd en général de l'information.

Le principe du filtrage morphologique consiste à mettre en relation les valeurs des pixels de l'image originale situés dans la fenêtre avec l'élément structurant du filtre. Ce dernier est caractérisé par sa forme et sa taille il peut être soit un disque, isotrope, et un carré, qui permet d'accélérer les calculs. La définition de cet élément structurant inscrit dans la fenêtre du filtre

est réalisée par la constitution d'un masque binaire comportant la valeur 1 pour les pixels appartenant à l'élément structurant et la valeur 0 pour les autres.

Deux opérations sont à la base du filtrage morphologique, ce sont la dilatation et l'érosion. Les autres fonctions ne sont, sauf exceptions, que des combinaisons plus ou moins complexes de ces deux opérateurs élémentaires, qui peuvent aussi associer des opérateurs conditionnels. [23].

II.3.2.3.1. Erosion :

L'érosion d'un ensemble X par un élément structurant B est notée par $\varepsilon_B(X)$ et définie par l'ensemble des points x , tel que B est inclus dans X quand son origine est placée sur x .

$$\varepsilon_B(X) = \{x \mid B_x \subset X\} \quad (a)$$

L'équation (a) peut aussi être écrite sous forme d'intersections d'un ensemble de translations. Ces translations sont définies par l'élément structurant.

$$\varepsilon_B(X) = \bigcap_{b \in B} X - b \quad (b)$$

La définition précédente peut être appliquée sur des images binaires ainsi que sur des images en niveaux de gris : l'érosion d'une image f par un élément structurant B est notée $\varepsilon_B(f)$ et est définie comme étant le minimum des translations de f par les vecteurs b de B .

$$\varepsilon_B(f) = \bigwedge_{b \in B} f - b \quad (c)$$

D'où la valeur érodée d'un pixel donné est la valeur minimum de l'image dans la fenêtre définie par l'élément structurant quand son origine est placée sur x :

$$\varepsilon_B(f)(x) = \min_{b \in B} f(x + b) \quad (d)$$

L'érosion réduit les « pics » de niveaux de gris et élargit les « vallées » : elle tend donc à homogénéiser l'image, à l'assombrir et à étaler le bord des objets les plus sombres comme le montre la Figure. II.5 [24].

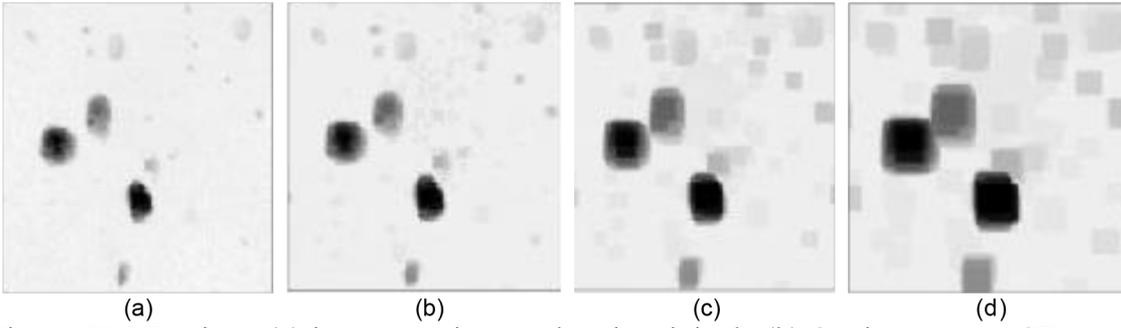


Figure. II.5. Erosion : (a) image en niveaux de gris originale (b) érosion avec un SE carré de taille 3 (c) érosion avec un SE carré de taille 6 (d) érosion avec un SE carré de taille 10

II.3.2.3.2. Dilatation :

La dilatation d'un ensemble X par un élément structurant B est notée $\delta_B(X)$, et est définie par l'ensemble de points x tel que B intersecte X quand son origine coïncide avec x :

$$\delta_B(X) = \{x | \check{B}_x \cap X \neq \emptyset\} \quad (e)$$

Dans l'équation (e), \check{B} désigne l'élément structurant symétrique de B . Notons que la dilatation d'un seul point donne comme sortie l'élément structurant centré sur son origine. L'équation (e) peut aussi s'écrire sous forme d'unions de translations. Ces translations sont définies par l'élément structurant.

$$\delta_B(X) = \bigcup_{b \in B} Xb \quad (f)$$

La définition précédente peut être appliquée sur des images binaires ainsi que sur des images en niveaux de gris : la dilatation d'une image f par un élément structurant B est notée $\delta_B(f)$ et est définie par le maximum de la translation de f par les vecteurs b de B .

$$\delta_B(f) = \bigvee_{b \in B} fb \quad (g)$$

D'où la valeur dilatée d'un pixel donné est le maximum de l'image dans la fenêtre définie par l'élément structurant quand son origine est placé sur x :

$$[\delta_B(f)](x) = \max_{b \in B} f(x+b) \quad (h)$$

Cette transformation comble les « vallées » et épaissit les « pics » : elle homogénéise l'image, l'éclaircit et tend à faire disparaître les objets sombres (Figure.II.6) [24].

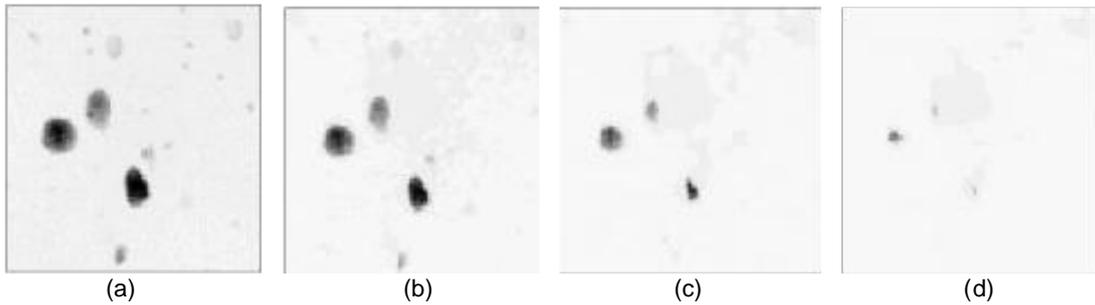


Figure.II.6. Dilatation: (a) image en niveaux de gris originale (b) dilatation avec un SE carré de taille 3 (c) dilatation avec un SE carré de taille 6 (d) dilatation avec un SE carré de taille 10.

La dilatation et l'érosion sont des transformations adjointes et respectent le principe de la complémentarité. Cela signifie qu'une érosion sur une image est équivalente au complémentaire de la dilatation sur l'image complémentaire avec le même élément structurant (et vice versa).

On peut remarquer qu'en niveaux de gris, l'érosion est équivalente à l'application d'un filtre minimum, tandis que la dilatation est équivalente à l'application d'un filtre maximum. L'érosion et la dilatation ont l'inconvénient de modifier fortement la taille des structures dans l'image. Pour réduire cet effet, on les utilise souvent en combinaison.

II.3.2.3.3. Ouverture :

L'ouverture d'une image f par un élément structurant B est notée $\gamma_B(f)$ et définie par l'érosion de f par B suivie par une dilatation par l'élément structurant symétrique \check{B} :

$$\gamma_B = \delta_{\check{B}} \circ \varepsilon_B(f)$$

L'ouverture a pour effets :

1. de faire disparaître les petites particules (dont la taille est inférieure à celle de l'élément structurant)
2. de séparer les grosses particules aux endroits où elles sont plus fines (Figure.II.7) [24].

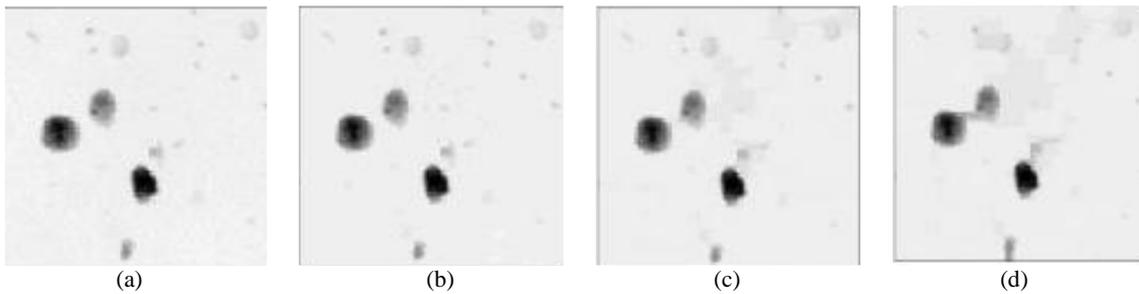


Figure. II.7. Ouverture : (a) image en niveaux de gris originale (b) ouverture avec un SE carré de taille 3 (c) ouverture avec un SE carré de taille 6 (d) ouverture avec un SE carré de taille 10.

II.3.2.3.4. Fermeture :

De manière duale, on définit La fermeture d'une image f par un élément structurant B est notée $\varphi_B(f)$ et est définie par la dilatation de f par un élément structurant B , suivie d'une érosion par l'élément structurant symétrique \check{B} :

$$\varphi_B(f) = \varepsilon_{\check{B}} \circ \delta_B(f)$$

La fermeture a pour effets :

1. de faire disparaître les trous de petite taille dans les structures
2. de connecter les structures proches
3. préserve les objets sombres (Figure. II.8) [24].

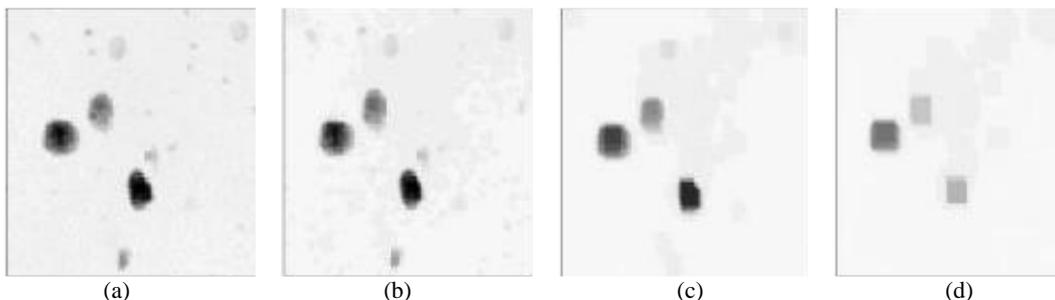


Figure. II.8. Fermeture : (a) image en niveaux de gris originale (b) ouverture avec un SE carré de taille 3 (c) ouverture avec un SE carré de taille 6 (d) ouverture avec un SE carré de taille 10.

Ces opérateurs sont croissants et idempotents : le résultat ne change pas si on applique plusieurs fois l'opérateur, il suffit de l'appliquer une seule fois. En addition l'ouverture est anti-extensive et la fermeture est extensive.

II.3.2.3.5. Ouverture par reconstruction :

L'ouverture par reconstruction est une opération morphologique par dualité cette méthode

ressemble à la reconstruction géodésique. Elle consiste à reconstituer les composantes connexes d'un ensemble A lorsque leur intersection avec les composantes connexes d'un second ensemble B est non vide. L'ensemble de référence B est généralement appelé marqueur qui est dans notre cas: l'érosion et l'ensemble A c'est le masque reconstruit.

Cette notion d'ouverture par reconstruction permet d'obtenir la forme exacte de l'objet obtenu après l'érosion (Figure. II.9). Elle est définie par:

$$\gamma^{\text{rec}} = E^R(R \ominus B)$$

Où Mask: l'image de départ R et Marker: l'érodé de R [25].

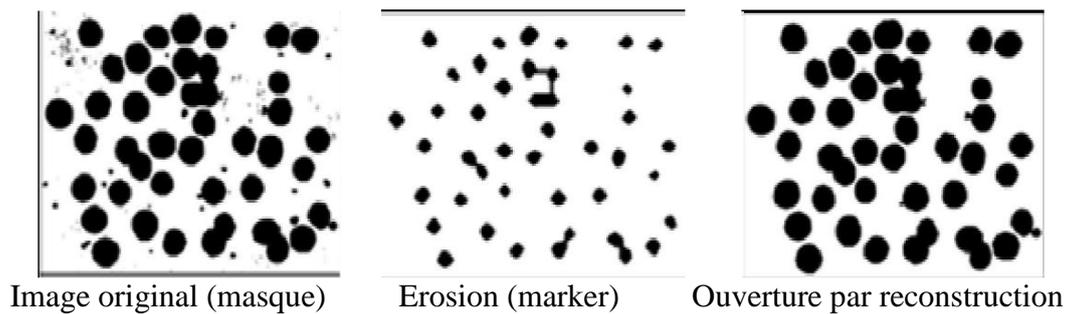


Figure. II.9. Application de l'ouverture par reconstruction sur une image.

II.3.2.3.6. Chapeau haut de forme :

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

$$\text{WTH}_B(f) = f - \delta_B(f)$$

Le chapeau haut de forme noir qui est la différence entre la fermeture de f et f [26].

$$\text{BTH}_B(f) = \varphi_B f - f$$

II.3.2.3.7. Gradient morphologique:

Une hypothèse courante dans l'analyse d'images consiste à considérer les objets de l'image comme des régions homogènes en niveaux de gris. Cela induit que sur la frontière entre deux objets, il existe une variation du niveau de gris. Les opérateurs du gradient visent à mettre en évidence ces variations.

Plusieurs gradients ont été proposés pour l'analyse d'images. Dès lors, il n'y a pas de définition claire de l'opérateur gradient pour les données discrètes. Les gradients morphologiques sont des opérateurs qui mettent l'accent sur les variations locales de l'image selon le voisinage défini par l'élément structurant. Trois combinaisons peuvent être utilisées :

- différence arithmétique entre la dilatation et l'érosion : c'est le gradient morphologique basique proposé par Beucher. Il est noté par ρ :

$$\rho_B = \delta_B - \varepsilon_B$$

avec B est un élément structurant

- différence arithmétique entre la dilatation et l'image originale (demi-gradient supérieur) :

$$\delta_B - I$$

- différence arithmétique entre l'image originale et son érodée (demi-gradient inférieur):

$$I - \delta_B$$

Nous avons présenté les opérateurs morphologiques basiques. Le calcul de l'érosion et la dilatation sert à trouver le gradient que nous allons avoir besoin dans le calcul de la ligne de partage des eaux [24].

II.4.La segmentation :

La segmentation joue un rôle prépondérant dans le traitement d'image. Elle est réalisée avant les étapes d'analyse et de prise de décision dans plusieurs processus d'analyse d'image, tel que la détection des objets. Elle aide à localiser et à délimiter les entités présentes dans l'image.

Cette partie du chapitre sera consacrée à présenter les différentes techniques de segmentation les plus fréquemment utilisées.

II.4.1. Définition :

La segmentation d'images consiste à regrouper les pixels des images qui partagent une même propriété pour former des régions connexes.

La segmentation d'image est défini comme le partitionnement de l'ensemble des pixels d'une image en sous-ensembles appelées régions telle que aucune région ne doit être vide,

l'intersection entre deux régions doit être vide et l'ensemble des régions doit recouvrir toute l'image. Une région est un ensemble de pixels connexes ayant des propriétés communes qui les différencient des pixels des régions voisines.

Cette définition se traduit mathématiquement par les relations suivantes :

$$\bigcup_{i=1}^n R_i = I$$

Avec $R_i \cap R_j = \emptyset \quad i \neq j$

$$\begin{cases} P(R_i) = \text{vrai} & i = 1, \dots, n \\ P(R_i \cup R_j) = \text{faux} & R_i \text{ adjacente à } R_j \end{cases}$$

$P(\cdot)$ désigne un prédicat d'homogénéité [27].

II.4.2. Différentes approches de la segmentation d'images :

Il existe une multitude de méthodes de segmentation qu'on peut regrouper en différentes catégories (Figure. II.10) :

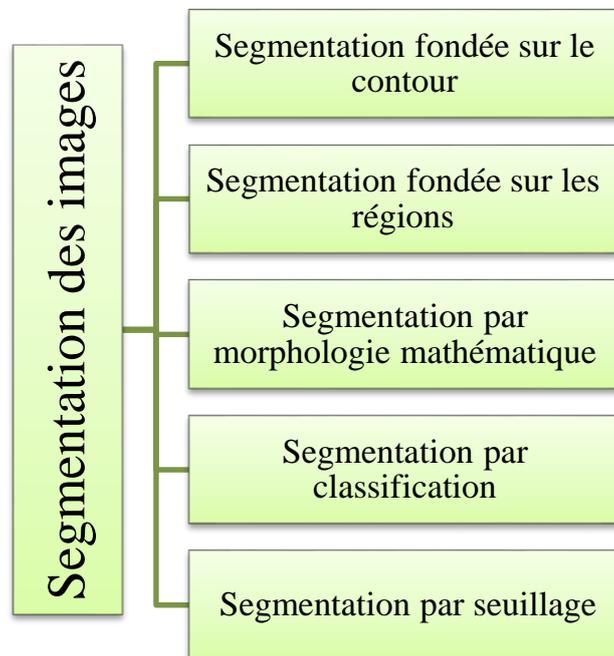


Figure. II.10. Différentes approches de la segmentation d'images

II.4.2.1. Approche contour :

La détection des contours dans une image est un problème très étudié dans le domaine du traitement et de l'analyse de l'image. De façon générale, un contour est défini comme le lieu de variation significative de l'information "niveau de gris". Par conséquent, trouver les contours dans une image revient à évaluer la variation du niveau de gris en chaque pixel de l'image.

Les méthodes de segmentation basées sur l'approche contour ont donc pour objectif de trouver les lieux de fortes variations du niveau de gris. Un nombre important de méthodes a été développé. Ces méthodes s'appuient sur la détection des discontinuités dans l'image et peuvent être divisées en trois classes [28]:

II.4.2.1.1. Les méthodes dérivatives :

Sont les plus utilisées dans la détection des transitions d'intensités. Elles consistent à calculer la dérivée en chaque point de l'image afin de mettre en évidence les variations de niveau de gris. Parmi les opérateurs gradient les plus connus, on trouve les masques de Robert [Roberts, 1965], de Prewit [Prewit, 1970], de Sobel [Sobel, 1978], de Kirsh [Kirsh, 1971] [29].

II.4.2.1.2. Les méthodes analytiques :

Canny, dans une approche originale, [Canny, 1986] a proposé un filtre déterminé analytiquement à partir de 3 critères :

1. garantir une bonne détection, c'est-à-dire une réponse forte même à de faibles contours.
2. garantir une bonne localisation
3. assurer que pour un contour il n'y aura qu'une seule détection (éviter les effets de rebonds dus, par exemple, à la troncature des filtres).

II.4.2.1.3. Les méthodes basées sur les contours actifs :

Les contours actifs sont définis par une courbe paramétrique pouvant être fermée ou non. Un snake consiste à placer aux alentours de la forme à détecter une ligne initiale de contour. Cette ligne va se déformer progressivement selon l'action de plusieurs forces qui vont la tirer ou la pousser vers la forme.

Ces forces sont représentées par trois énergies associées au snake :

- Une énergie propre, due uniquement à la forme du contour, dite énergie *interne*.
- Une énergie potentielle imposée par l'image dite énergie *externe*. C'est elle qui va attirer la ligne du snake vers les contours réels présents sur l'image
- Une énergie de *contexte* qui exprime certaines contraintes supplémentaires qui peuvent être imposées par l'utilisateur vu le snake qu'il veut obtenir.

Puisque le snake peut former un graphe composé, il peut être représenté sous forme paramétrique par:

$$V : [0,1] \rightarrow \mathbb{R}^2$$

Le contour actif peut être décrit par une courbe C, fonction du temps t et de l'abscisse curviligne s par la formule suivante :

$$C = \{ v(s, t) = (x(s, t), y(s, t)) / s \in [a,b] \text{ et } t \in [0,T] \}$$

Où a et b représentent les extrémités du snake (Figure. II.11)

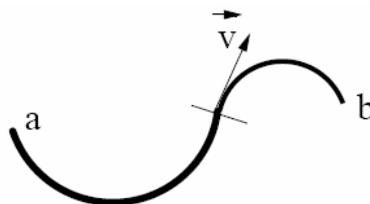


Figure. II.11.La courbe C

Donc, le contour actif est formé d'une série de points mobiles et répartis sur une courbe en deux dimensions. La courbe est placée dans la zone d'intérêt de l'image ou autour d'un objet (Figure. II.12). Plusieurs équations décrivent son évolution : la courbe se déplace et épouse lentement les contours des objets en fonction de divers paramètres comme l'élasticité, la tolérance au bruit, etc. Cette dynamique est basée sur la notion d'énergies interne et externe, le but étant de minimiser l'énergie totale présente le long de la courbe. Des contraintes permettent de conserver une courbe lisse avec des points équidistants tout en laissant un certain champ libre pour les déformations [30].

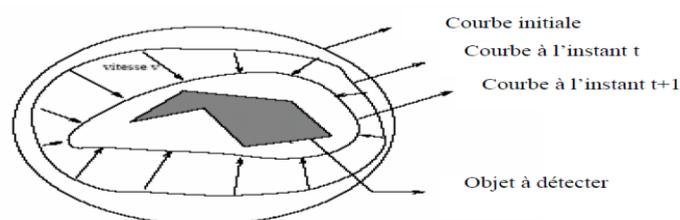


Figure. II.12.Evolution du contour actif

✚ Energies

La fonctionnelle d'énergie attachée au contour est composée de trois types d'énergies : énergie interne, énergie externe et énergie du contexte.

$$\phi(v) : v \rightarrow E_{\text{interne}}(v) + E_{\text{externe}}(v) + E_{\text{contexte}}(v)$$

- **Energie interne**

Les énergies internes gèrent la cohérence de la courbe. Elles définissent la raideur de la courbe et la cohésion des points. Alors, elle est intrinsèque au snake.

L'énergie interne est calculée à partir de deux forces appelées continuité et courbure :

$$E_{\text{interne}} = E_{\text{continuité}} + E_{\text{courbure}}$$

- ✓ La force de continuité : influe sur le rayon de courbure du contour en conduisant les points du contour à se positionner de manière à être équidistants.
- ✓ La force de courbure : a pour but d'éviter que le contour contienne des points isolés qui ne seraient pas cohérents avec la forme.

- **Energie externe :**

C'est elle qui va attirer la ligne du snake vers les contours réels présents dans l'image. Parmi les énergies externes existantes, il y a, l'énergie de gradient (la dérivée première de l'image). Cette énergie externe est d'une importance première pour la détection du contour. En effet, un contour est généralement caractérisé par une forte différence entre les valeurs de plusieurs pixels.

- **Energie de contexte**

Liée aux informations contenues dans l'image, elle assure la convergence du contour actif vers l'objet.

II.4.2.2. Approche région :

L'approche région cherche à regrouper les pixels en régions homogènes. Elle se caractérise par la mesure d'uniformité des régions construites dans l'image. Ces régions sont construites en évaluant la similarité entre les pixels ou entre un pixel et ceux d'une même région. On distingue les méthodes par croissance de régions, par division-fusion et par morphologie mathématique.

II.4.2.2.1. Segmentation par croissances de régions :

Cette approche consiste à choisir initialement un ensemble de pixels pour les considérer comme des germes ou noyaux des régions à partir desquels la croissance des régions s'effectuera. Chaque région doit respecter un critère d'uniformité ou d'homogénéité défini par exemple par la variance des niveaux de gris. La croissance des régions s'effectue par agrégation de nouveaux pixels aux germes initiaux. Elle consiste à fusionner successivement aux régions les pixels voisins qui sont similaires et à condition que les régions fusionnées continuent à vérifier le critère d'uniformité. Notant que des régions adjacentes peuvent être fusionnées si leur fusion vérifie le critère d'uniformité et que de nouveaux germes peuvent être créés dans les régions qu'elles ne pouvant pas être fusionnées avec les régions existantes (Figure. II.13) [29].

➤ Algorithme :

Pour chaque pixel $I(i,j)$ Faire

Si $I(i,j)$ n'a pas déjà été traité Alors Sauvegarder (i,j) ,

Croissance (i,j) , Incrémenter Région

Fin Pour

Pour tout Pixel (k,l) adjacent à $I(i,j)$

Si (Pixel (k,l) pas déjà traité) ET (Critère (Pixel (k,l)) = Critère $(I(i,j))$)

% On fait ainsi croître la région tant que le critère est respecté

Alors Croissance (k,l) % On obtient une région connexe

Fin Pour

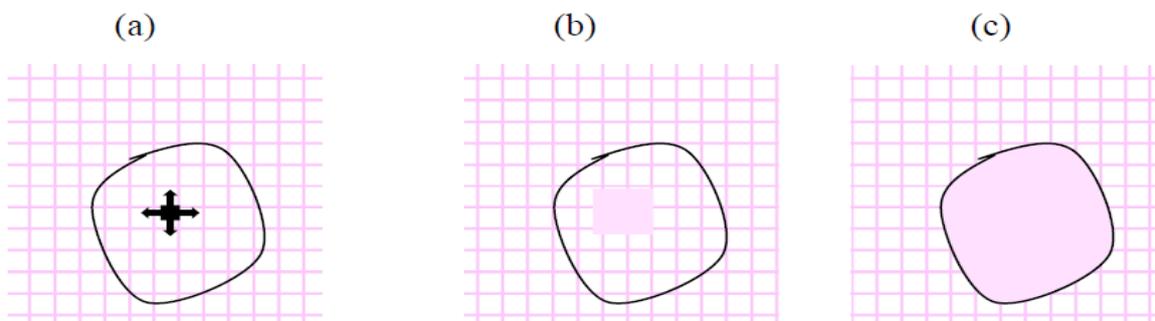


Figure. II.13. Le processus d'un algorithme de croissance de région. (a) Début de processus, le point noir présente le germe et les flèches la direction de croissance. (b) la croissance de pixels après quelques itérations. (c) le résultat de la segmentation.

II.4.2.2.2. Segmentation par division /fusion :

Ce type de méthode consiste à diviser l'image, considérée comme une région initiale, en régions de plus en plus petites. Le principe consiste à tester d'abord le critère d'homogénéité retenu sur l'image entière. Si le critère est valide, l'image est considérée comme segmentée ; sinon, l'image est découpée en zones plus petites et la méthode est réappliquée sur chacune des zones nouvellement obtenues.

La division peut se faire en quatre parties, en six parties, en polygones, etc. La méthode la plus connue est la méthode de quadtree où chaque zone est divisée par 4.

La fusion de régions est principalement fondée sur l'analyse d'un graphe d'adjacence de régions qui analyse une image pré-segmentée, constituée d'un ensemble de régions. C'est une structure de données constituée d'un graphe non-orienté dont chaque nœud représente une région et chaque arête représente une adjacence entre deux régions. Le procédé consiste à fusionner deux nœuds reliés par une arête à condition qu'ils respectent un critère de fusion (Figure. II.14) [27].

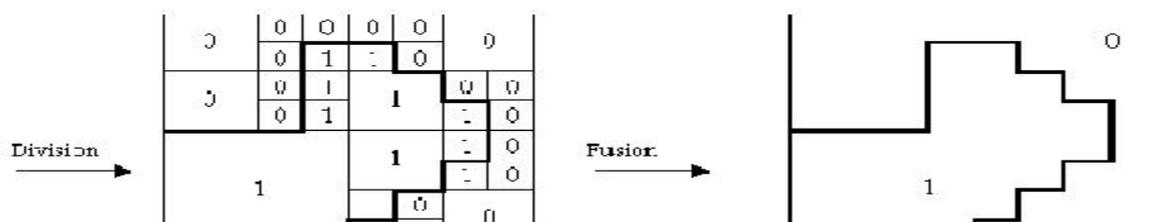


Figure. II.14.Principe de la segmentation par division-fusion.

II.4.2.3 Segmentation par morphologie mathématique :

L'algorithme de segmentation le plus connu, basé sur l'approche de morphologie mathématique, est l'algorithme de ligne de partage des eaux (LPE).

II.4.2.3.1. La méthode de la ligne de partage des eaux :

L'algorithme de la ligne de partage des eaux (LPE) permet de décomposer l'image en régions homogènes. Il repose sur une analogie avec la géographie, où une image est perçue comme un relief topographique, en associant le niveau de gris de chaque point à une altitude [28].

- minimum local : c'est le point ou plateau d'où on ne peut pas atteindre un point plus bas sans être obligé de remonter.

- Zone d'influence d'un bassin B: ensemble des points de l'image qui sont plus proches de B que tout autre bassin.
- bassin versant : c'est la zone d'influence d'un minimum local. Une goutte d'eau s'écoulant dans le bassin versant arrive au minimum local.
- ligne de partage des eaux : C'est la ligne séparant 2 bassins versants (de cette ligne, une goutte d'eau peut s'écouler vers au moins 2 minima locaux distincts (Figure. II.15).

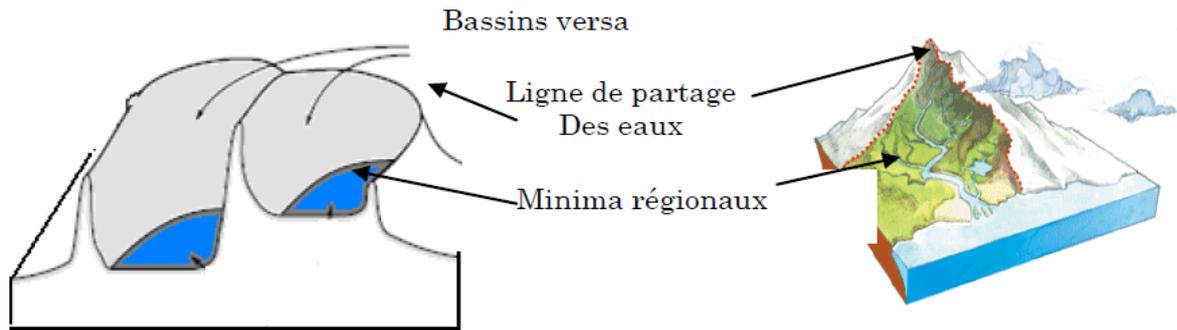


Figure. II.15. La ligne de partage des eaux

II.4.2.3.2. LPE par simulation d'immersion : (Algorithme de Vincent & Soille) :

1. A chaque fois que la hauteur de l'eau atteint l'altitude d'un minimum local, un bassin versant est créé.
2. A chaque fois que 2 bassins versants se rencontrent, on empêche leur fusion en construisant une « digue ».

L'ensemble des digues forme la LPE (Figure II.16) [31].

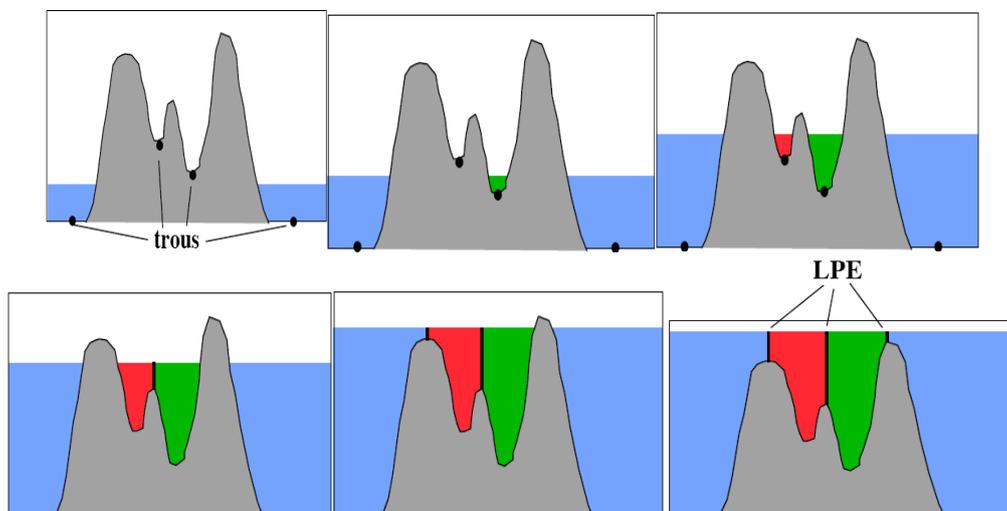


Figure II.16. L'algorithme de LPE: schéma de fonctionnement

II.4.2.3.3. Problème de la LPE :

La LPE affiche des propriétés attrayantes dont certaines sont d'un intérêt pratique immédiat. Par exemple, les contours extraits de la LPE sont par définition fermés, ce qui en fait sa force. De plus, on est sûr de détecter les principaux contours de l'image étant donné qu'ils correspondent aux lignes de crête les plus élevées de la LPE. Malheureusement, toutes ces belles propriétés sont contrebalancées par une fâcheuse tendance de la LPE à générer systématiquement une sur segmentation [32].

L'utilisation des marqueurs est la solution adéquate pour surmonter donc le problème de sur segmentation. Les marqueurs ont pour rôle d'imposer la présence de certains bassins versants seulement de manière à contraindre la topologie de la LPE (Figure. II.17).

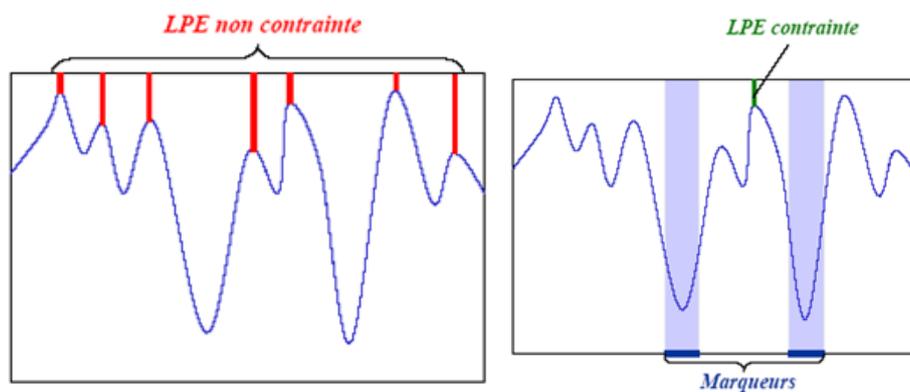


Figure. II.17. L'effet de la LPE par inondation avec contrainte et sans contrainte

II.4.2.3.3.1. Segmentation par LPE utilisant la fonction distance :

Cette méthode utilise la fonction distance comme marqueur. La fonction distance est associée à un objet (ou forme) X dans un espace E . Elle associe à chaque point x de X sa distance au complémentaire de X dans E .

$$\forall x \in X \quad d(x) = \text{dist}(x, X^c)$$

Avec c : un complément

II.4.2.3.3.2. Segmentation par LPE utilisant le gradient :

Comme le gradient morphologique possède de fortes valeurs au niveau du contour des objets, il peut donc être utilisé comme marqueur dans la segmentation LPE.

Cependant l'application de la LPE sur le gradient donne une sur segmentation, on doit effectuer d'abord un filtrage morphologique du gradient.

II.4.2.3.3. Segmentation par LPE utilisant les marqueurs :

L'application de la LPE directement sur le gradient aboutit à une sur segmentation due à du bruit ainsi que les irrégularités du gradient. La solution est d'utiliser des marqueurs. Les marqueurs sont des composantes connexes ε à l'image

- Marqueurs internes (minima locaux) pour marquer les objets à segmenter
- Marqueurs externes contenant les objets à segmenter (Figure. II.18) [31].

Cercle : Marqueur externe

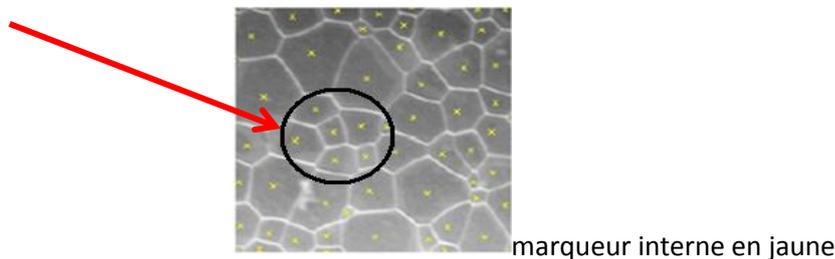


Figure. II.18. LPE avec les marqueurs internes et externes

II.4.2.4. Segmentation d'images par classification :

Les pixels sont caractérisés par un ensemble d'attributs qui permettent la mise en évidence de leur organisation spatiale et hiérarchique. L'utilisation d'un outil de classification approprié permet la discrimination des différentes régions. Des classes sont produites de telle sorte que les pixels d'une même classe soient les plus similaires possibles, et les pixels de deux classes distinctes soient les plus différents possibles. Une région est alors formée de pixels connexes appartenant à une même classe.

Il existe plusieurs méthodes de classification non supervisées les plus usuels sont la méthode des K-Means et l'algorithme Fuzzy C-Means (FCM) [33].

II.4.2.4.1. Algorithme *K_means* :

C'est l'un des algorithmes les plus connus en classification non supervisée. Il vise à produire un partitionnement des pixels de manière à ce que les pixels d'une même classe soient semblables et les pixels issus de deux classes différentes soient dissemblables. L'idée

principale est de définir K centroides, un pour chaque classe $\{C_k\}_{1 \leq k \leq K}$. Chaque classe C_k est ainsi caractérisée par son centre noté μ_k et le nombre d'éléments N_k .

L'algorithme k-means dans sa formulation originale cherche à minimiser une fonction de cout global définie par :

$$J = \sum_{i=1}^K \sum_{(x,y) \in C_k} (f(x,y) - \mu_k)^2$$

Où $f(x,y)$ représente le niveau de gris du pixel de coordonnées (x,y) .

Il se déroule selon les étapes suivantes :

1. initialisation de chaque centre μ_k .
2. pour chaque pixel (x,y) , calculer la distance $d(f(x,y), \mu_k)$ aux différents centres des classes μ_k , et affecter à la classe la plus proche $C_l = \arg \min_k d(f(x,y), \mu_k)$

Avec $d(f(x,y), \mu_k) = (|f(x,y) - \mu_k|)$

3. mise à jour de nombre de pixels et des centres μ_k des classes ; $\mu_k = \frac{\sum_{(x,y) \in C_k} f(x,y)}{N_k}$
4. arrêt si $N_k = N_{k+1} \forall (x,y) \in C_k$, sinon retour à l'étape 2.

Le principal inconvénient de cette méthode est que la classification finale dépend du choix de la partition initiale. Le minimum global n'est pas obligatoirement atteint, on est seulement certain d'obtenir la meilleure partition à partir de la partition de départ choisie [27].

II.4.2.4.2. Algorithme Fuzzy C-means :

L'algorithme de Fuzzy C-means est une version floue de l'algorithme K-means. Cet algorithme nécessite la connaissance préalable du nombre de classes et génère les classes par un processus itératif en minimisant une fonction objective. Il permet d'obtenir une partition floue de l'image en donnant à chaque pixel un degré d'appartenance (compris entre 0 et 1) à une classe donnée. La classe à laquelle est associé un pixel est celle dont le degré d'appartenance sera le plus élevé.

L'algorithme Fuzzy C-means possède les mêmes inconvénients que l'algorithme *K-means* à savoir la sensibilité à la répartition initiale et le choix du nombre de classes [27].

II.4.2.5. Segmentation par seuillage :

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. Cette technique est basée sur l'hypothèse que les objets peuvent être distingués par leur niveau de gris. Le seuil optimal est celui qui permet de séparer les objets entre eux ou différents objets du fond. Le challenge de cette technique est de trouver ce seuil optimal de manière automatique.

Le seuillage consiste à classer, suivant le nombre de classes, les différents pixels d'une image, en se basant sur l'histogramme de niveaux de gris de l'image. En d'autres termes, la segmentation d'une image en N classes consiste à chercher $N-1$ seuils [28].

Soit l'image I ($M*N$), supposons que $f(x, y)$ représente le niveau de gris d'un pixel de coordonnées (x, y) , $0 \leq x \leq M$, $0 \leq y \leq N$ et S est le seuil choisi, les pixels de l'objet sont ceux dont le niveau de gris est inférieur à S et les pixels dont le niveau de gris est supérieur à S appartiennent au fond. L'image segmentée G est définie pour chaque pixel de coordonnées (x,y) par :

$$G(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{si } f(x, y) > s \\ 0, & \text{si } f(x, y) \leq s \end{cases}$$

II.4.2.5.1. Seuillage dynamique ou local :

Pour le seuillage dynamique, la classification d'un pixel dépend non seulement de son niveau de gris mais aussi de ses informations locales c'est-à-dire des niveaux de gris des pixels voisins. On définit alors un seuil pour chaque pixel selon sa position.

Dans cette famille de méthodes, le calcul de seuil peut se faire en considérant une fenêtre de voisinage de taille $W * W$ centrée autour d'un pixel qu'on fera glisser tout au long de l'image.

Le seuil dépendra alors du pixel et de l'information extraite à partir de son voisinage.

D'autres techniques consistent à subdiviser l'image en des petites fenêtres. Pour chacune d'entre elles, on calcule le seuil en utilisant l'une des méthodes de seuillage global.

Le seuillage adaptatif convient aux images dont le fond n'est pas uniforme. C'est-à-dire que des variations d'éclaircissements sont présentes dans l'image [27].

II.4.2.5.2. Seuillage global :

Dans les méthodes de seuillage global, un seuil unique est calculé pour tous les pixels de l'image. Ces méthodes reposent sur l'exploitation de l'histogramme de toute l'image qui caractérise la distribution des niveaux de gris.

En général, une méthode de seuillage consiste à déterminer la valeur optimale du seuil S en se basant sur un certain critère.

Les méthodes de seuillage globales peuvent être réparties en deux grandes catégories [27]:

II.4.2.5.2.1. Les méthodes paramétriques :

Les méthodes paramétriques de segmentation d'image supposent que les différentes classes de l'image suivent une certaine fonction de densité de probabilité. Généralement, ces fonctions de densités de probabilité sont supposées suivre un modèle gaussien. En partant d'une approximation de l'histogramme de l'image par une combinaison linéaire de gaussiennes, les seuils optimaux sont à l'intersection de ces dernières [27].

II.4.2.5.2.2. Les méthodes non paramétriques :

Ces méthodes permettent de trouver le seuil optimal S de segmentation à partir de l'histogramme sans aucune estimation de paramètres. Généralement, ces méthodes sont basées sur l'optimisation de critères statistiques. La méthode la plus connue est sans doute la méthode d'Otsu [27].

Méthode d'Otsu :

Cette méthode tente de segmenter l'image en 2 classes en maximisant un critère de séparabilité entre classes. L'algorithme recherche le seuil T qui maximise $\sigma_w^2(t)$ la variance intra-classe. Cette variance intra-classe est la somme des variances $\sigma_i^2(t)$ au sein des classes ($i=1,2$) à partir de toutes les valeurs possibles :

$$\sigma_w^2(t) = w_1(t) \sigma_1^2(t) + w_2(t) \sigma_2^2(t)$$

Les poids $w_i(t)$ représentent la probabilité qu'un niveau de gris appartienne à la classe i , chacune étant séparée par un seuil t . Otsu montre que la variance inter-classe s'exprime en fonction de la variance totale σ^2 et de la variance intra-classe $\sigma_b^2(t)$. La minimisation de la

variance intra-classe $\sigma_w^2(t)$ revient à maximiser la variance inter-classe $\sigma_b^2(t)$ qui peut s'exprimer par:

$$\sigma_b^2(t) = \sigma^2 - \sigma_w^2(t) = w_1(t) w_2(t) [\mu_1(t) - \mu_2(t)]^2$$

qui est exprimée en termes des probabilités de classe ω_i et des moyennes de classes μ_i . Ces variables peuvent être mises à jour itérativement au fil du parcours des différentes valeurs de t testées.

➤ **Algorithme**

1. Calculer l'histogramme et les probabilités de chaque niveau d'intensité
2. Définir les $\omega_i(0)$ et $\mu_i(0)$ initiaux
3. Parcourir tous les seuils possibles $t=1 \dots\dots 255$
 1. Mettre à jour ω_i et μ_i
 2. Calculer $\sigma_b^2(t)$
4. Le seuil désiré correspond à la valeur de $\sigma_b^2(t)$ maximum

II.5. Conclusion :

Dans ce chapitre, une description des différentes approches utilisées pour le rehaussement des images a été donnée; ce dernier peut se présenter sous plusieurs formes ; soit par amélioration de contraste ou par filtrage avec ses différents types; ainsi une explication de la segmentation dont le but est de construire une image symbolique en générant des régions homogènes selon un critère défini à priori; avec ses diverses techniques a été fournie; particulièrement la transformation de ligne de partage des eaux et le clustering K-means.

Ces deux techniques vont être utilisées pour segmenter des régions de la rétine qui font l'objet du chapitre qui suit.

Chapitre III:

Détection Du Glaucome

III.1. Introduction

Comme le glaucome est une grave maladie de la vision qui s'accompagne en général d'une pression oculaire trop élevée. Il entraîne en effet une destruction lente du nerf optique, pouvant aboutir à la perte totale de la vue, par conséquent, la détection de ce dernier offre une approche prometteuse dans les applications cliniques. Il est considéré comme l'une des causes les plus courantes de cécité. Or, cette affection progressive et insidieuse peut rester asymptomatique pendant 20 ans, seul un dépistage précoce et un traitement suivi permettent une bonne prise en charge de la maladie. Dans ce chapitre, nous nous focalisons sur la détection du glaucome dans les images couleur de la rétine. Ce chapitre est divisé en trois sections. La première section est consacrée à la présentation d'un état de l'art sur les différentes approches citées dans la littérature pour la détection de cette maladie. Dans la deuxième section, nous décrivons la base de données que nous utilisons pour valider les résultats. Dans la section trois, nous présentons une méthode robuste permettant l'identification du glaucome dans les images couleur de la rétine.

III.2. Etat de l'art

Vu l'importance de la détermination du rapport cup-disque dans la détection du glaucome, plusieurs études sont rapportées dans la littérature pour la détection du disque optique et le cup. Dans cette section du chapitre, nous présentons quelques approches citées dans la littérature pour la segmentation de la papille et du cup.

D. Wong et al [34] ont proposé une approche basée sur le level-set pour la détection des contours du disque optique et du cup. 104 images comprenant 94 images saines et 10 images atteintes du glaucome sont utilisées pour évaluer la méthode.

Bock et al [35] ont utilisé le concept de l'analyse en composantes principales (ACP) pour l'extraction de caractéristiques et le classificateur (SVM) pour la prédiction du glaucome. Cette méthode atteint une précision de 88%.

Chandrika.S et al [36], ont proposé une approche qui consiste à segmenter le disque optique et le cup par l'application d'un algorithme de classification non supervisé : le K-means. Une transformation en ondelettes de Gabor a été aussi utilisée pour obtenir une délimitation précise des contours.

Noor et al [37], ont présenté une technique pour segmenter le disque optique et le cup en utilisant la segmentation multi seuillage. 27 images du fond d'œil ont été segmentées avec succès et le rapport cup-disque a été ainsi calculé, ce dernier présente une caractéristique

clinique significative dans la détection du glaucome. La limitation de la technique est que la détection du rapport cup-disque n'est pas claire dû à la présence des vaisseaux sanguins.

Nataraj A.Vijapur et al [38], ont utilisé deux techniques pour détecter l'évolution du glaucome. La 1^{ère} est basée sur l'utilisation de la transformée en ondelettes discrète 2D qui permet d'extraire les caractéristiques de l'énergie, à partir des filtres d'ondelettes, ainsi ces caractéristiques sont introduites dans un classifieur SVM pour classer les images soient glaucomateuses ou non glaucomateuses.

La 2^{ème} technique consiste à calculer le rapport cup-disque (CDR), à partir de la segmentation du disque optique et du cup.

Pour le disque optique, la méthode est basée sur le filtrage de l'image en NG afin d'améliorer sa qualité, tel que l'application du filtre multidimensionnelle. L'opération de dilatation morphologique est utilisée pour effectuer l'ajout de pixels de l'image de la plus haute intensité pour faire apparaître la forme circulaire lumineuse précise du disque optique.

Concernant l'extraction du cup, la technique utilisée est la transformation de ligne de partage des eaux(LPE), appliquée sur le gradient morphologique, moyennant des marqueurs internes et externes.

Le problème majeur dans la majorité des approches citées dans la littérature, est la mauvaise détection du contour de disque optique en raison de l'illumination non uniforme autour de ce dernier. En outre, quelques méthodes échouent lorsque les vaisseaux sanguins convergent autour des lésions lumineuses, ainsi que la présence des vaisseaux sanguins dans le coté nasal par conséquent, des erreurs dans l'estimation du rapport cup-disque sont obtenus ce qui est due à l'imprécision de la méthode.

Dans cette section de chapitre, nous présentons une méthode basée sur la morphologie mathématique pour la segmentation du disque optique et un algorithme de classification non supervisé pour la détection du cup. L'objectif principal de l'approche proposée est son adaptation par rapport à la variabilité des images en termes de couleur, contraste et luminosité, ainsi que sa capacité d'identifier le rapport cup-disque (rapport de la largeur de l'excavation sur la largeur de la papille) avec une bonne précision. La précision des résultats est l'indicateur le plus important pour la détection précoce du glaucome qui peut empêcher contre le développement de condition plus sérieuse.

III.3. Description de la base de données HRF

Dans le cadre de notre travail, nous avons utilisé des images de la base de données publique (High-Résolution Fundus-HRF). HRF contient à l'heure actuelle 15 images de patients sains, 15 images de patients atteints de la rétinopathie diabétique et 15 images de patients glaucomateux. Des images binaires de la segmentation des vaisseaux sont disponibles pour chaque image. Aussi les masques déterminant le champ de vue (FOV) sont fournis pour l'ensemble de données particulier. Les données de test sont générées par un groupe d'experts travaillant dans le domaine de l'analyse d'image rétinienne et cliniciens de la coopération cliniques d'ophtalmologie. 18 paires d'images du même œil ont été capturées à partir de 18 sujets humains en utilisant une caméra de fond d'œil, avec un champ de vision de 45 ° et un réglage d'acquisition différent. Pour chaque paire, la première image a une mauvaise qualité et donc l'examen devait être répété. Les deux images se partagent à peu près le même champ de vision, tandis que les petits changements ont été causés par des mouvements oculaires entre les acquisitions (Figure.III.1) [39].

Nous avons aussi utilisé des images de vérité terrain, 24 images du fond d'œil ont été prises à la clinique Lazouni, en utilisant un rétinographe non mydriatique de type Topcon TRC NW8 avec un champ de vision de 45°. Les images sont de taille 1054*1609 pixels et présentent la pathologie du glaucome (figure. III.2).

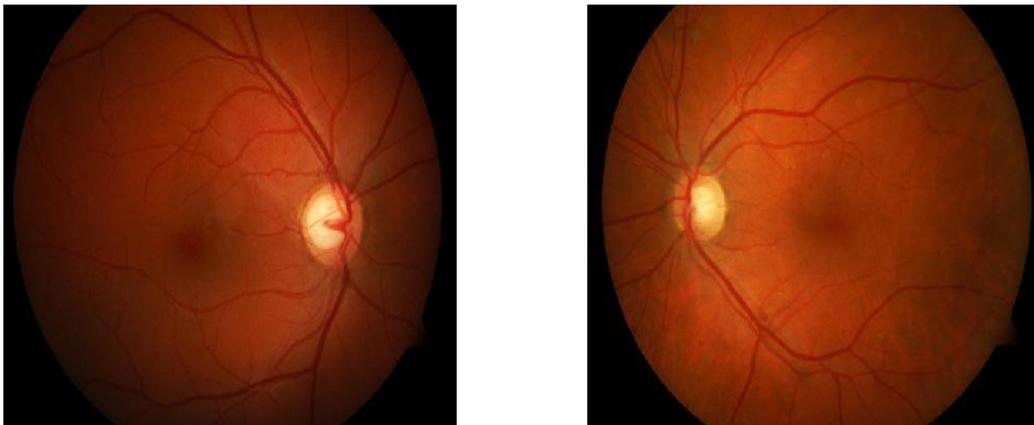


Figure.III.1.Exemples des images de la base de donnée HRF



Figure.III.2.Exemples des images de vérité terrain

III.4. Segmentation du Disque optique et du Cup

L'analyse des images rétinienne est devenue un outil important pour la détection précoce des maladies oculaires. Le glaucome est l'une des principales causes de cécité dans les temps récents. La déformation de disque optique (OD) et le cup (à l'intérieur du disque optique) est le paramètre important pour la détection du glaucome. En effet, la détection du contour du disque optique et la recherche de la région du cup permettent de trouver le rapport cup-disque (CDR), qui est également une propriété importante pour l'identification de la maladie.

Le processus de détection de glaucome est présenté dans l'organigramme suivant (figure.III.3):

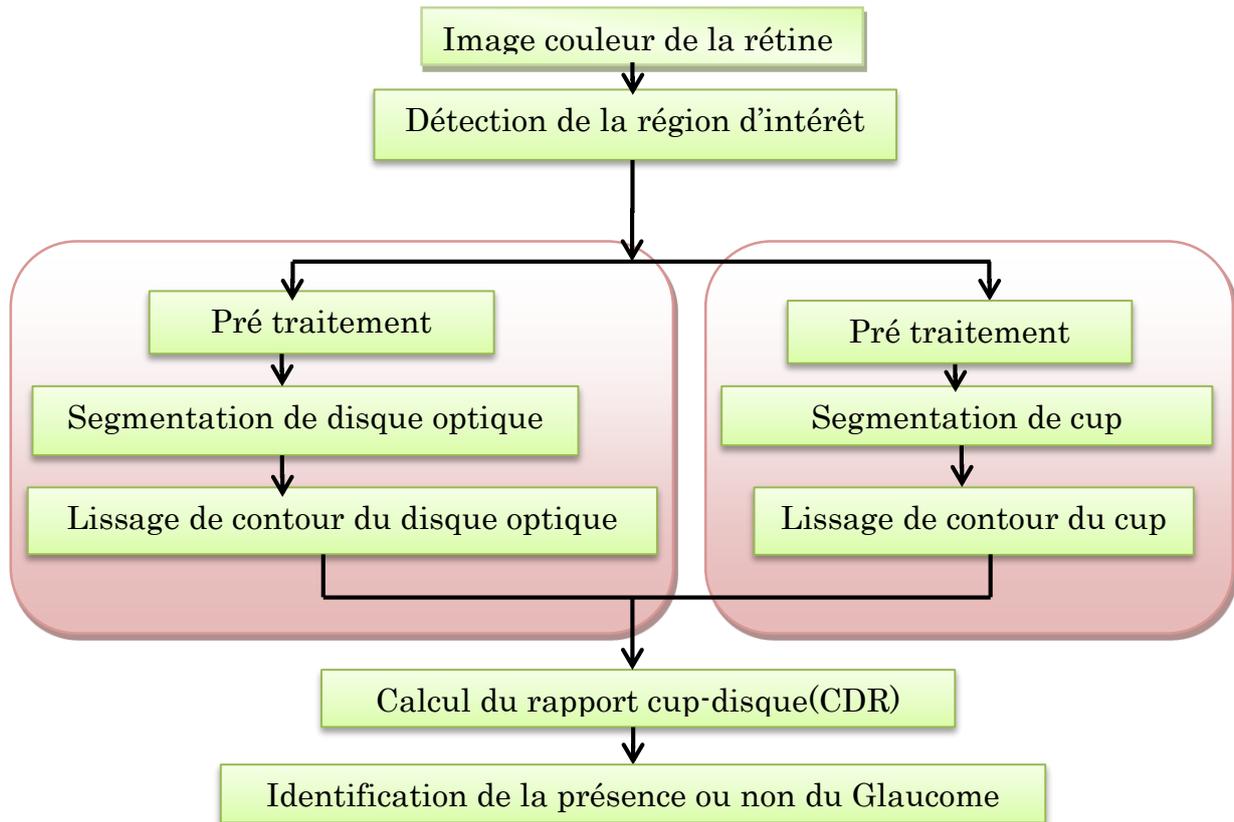


Figure.III.3. Organigramme de détection du glaucome dans les images couleur de la rétine.

Dans ce qui suit, nous détaillons chacune de ces étapes.

III.4.1. Détection de la région d'intérêt

Notre étude repose sur le calcul du rapport cup-disque (CDR), ce dernier nécessite d'abord la segmentation du disque optique et du cup. Sachant que les images rétinienne utilisées dans notre travail sont de grande taille, comme montre la figure (III.4.a) En effet, le temps de calcul de la méthode proposée est également important. Par conséquent, la réduction de leurs tailles est nécessaire. Dans notre travail, la région qui nous intéresse est seulement l'emplacement de disque optique et le cup.

Dans ce mémoire, l'ensemble des images du fond d'œil sont d'abord examinés, et il se trouve que la région de disque optique et le cup est généralement une pâleur lumineuse ou une plus grande intensité de couleur que la surface de la rétine environnante. Après l'analyse de l'ensemble de l'image, un petit rectangle autour de la région la plus brillante avec une petite portion d'autres régions est considéré comme ROI. L'image originale a été réduite comme montre la figure (III.4.b) et qui sera utilisée par la suite dans les autres traitements.

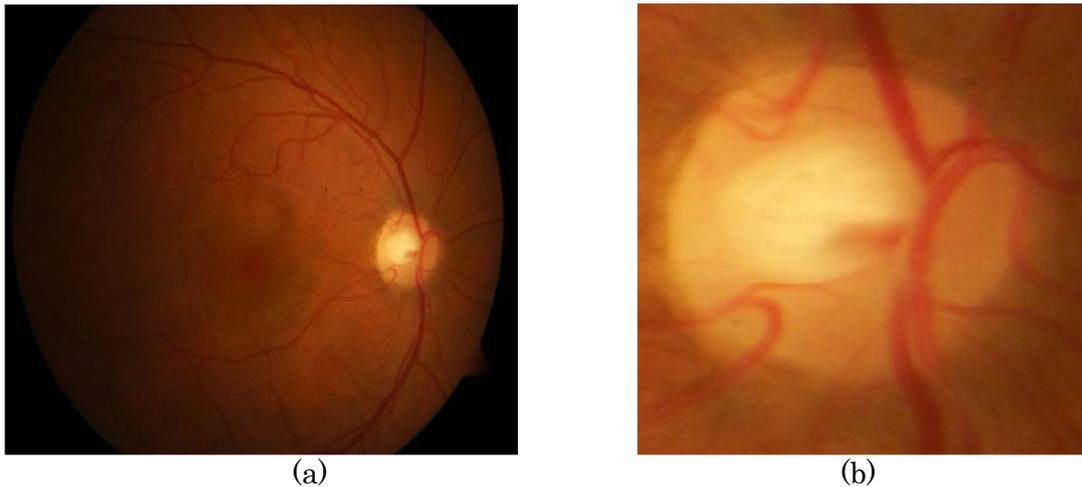


Figure.III.4.Détection de la région d'intérêt ;
(a) : Image originale ;(b) : Sélection de la région d'intérêt.

III.4.2. Segmentation du Cup

La déformation de disque optique et du cup est un paramètre important pour la détection du glaucome. Dans cette section du chapitre, nous nous focalisons sur la segmentation du cup. Ce dernier apparait dans les images saines de la rétine comme une grande tache jaunâtre ou blanche, de forme approximativement circulaire, mais la présence du glaucome provoque des changements dans sa forme et sa taille. Les étapes de segmentation de cup proposées sont décrites dans l'organigramme suivant :

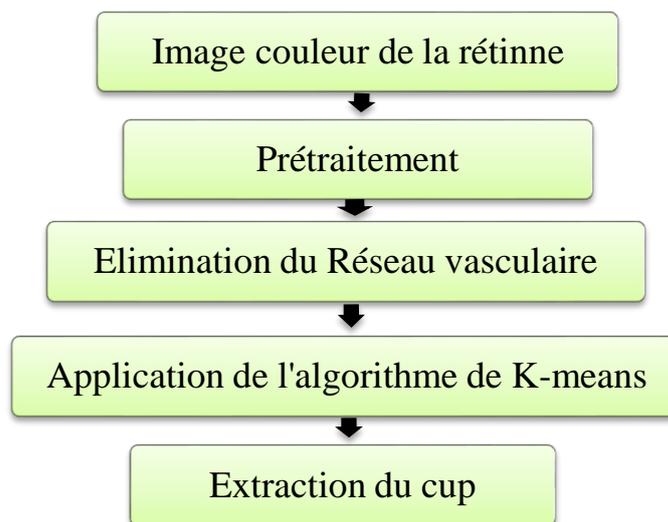


Figure.III.5.Organigramme de segmentation du cup

III.4.2.1. Prétraitement

Le prétraitement d'une image consiste à effectuer des opérations visant à améliorer sa qualité visuelle, éliminer les défauts et les bruits et renforcer l'information utile qu'elle contient.

Les opérations d'amélioration ont pour but de rendre l'image plus lisible, en cherchant essentiellement à augmenter les contrastes afin de rendre les régions et les objets composants l'image bien distincts et bien séparés les uns des autres.

Sachant que le cup apparaît souvent dans les images couleur de la rétine avec un faible contraste, bruité et ses frontières n'ont pas une forme précise, l'amélioration de son contraste est essentielle ainsi que l'élimination des bruits pour obtenir une bonne détection de son contour. Pour cela, nous utilisons d'une part, le canal de L de l'espace couleur L^*a^*b dont lequel le cup apparaît avec un meilleur contraste et son contour est bien visible (Figure.III.6.a). Cet espace [3] est plus approprié pour l'amélioration du contraste, il permet de traiter l'intensité séparément des autres composantes. Il caractérise une couleur à l'aide d'un paramètre d'intensité correspondant à la luminance et de deux paramètres de chrominance qui décrivent la couleur. Il a été spécialement étudié pour que les distances calculées entre couleurs correspondent aux différences perçues par l'œil humain.

- La composante L^* est la clarté, qui va de 0 (noir) à 100 (blanc) ; (figure. III.6.a)
- La composante a^* représente une gamme de 600 niveaux sur l'axe rouge (+299 valeur positive) → vert (-300 valeur négative) en passant par le gris (0).
- La composante b^* représente une gamme de 600 niveaux sur l'axe jaune (+299 valeur positive) → bleu (-300 valeur négative) en passant par le gris (0).

D'autre part, une égalisation adaptative d'histogramme (figure. III.6.b) est appliquée sur l'image du canal de luminance afin d'accroître le contraste. En outre, nous utilisons le filtre médian qui permet de lisser les variations locales dans l'image et réduire le bruit tout en conservant les contours du cup (figure. III.6).

$$Im_1 = M_d * f$$

Avec, Im_1 est l'image filtrée ; M_d : le filtre médian ; f est l'image améliorée.

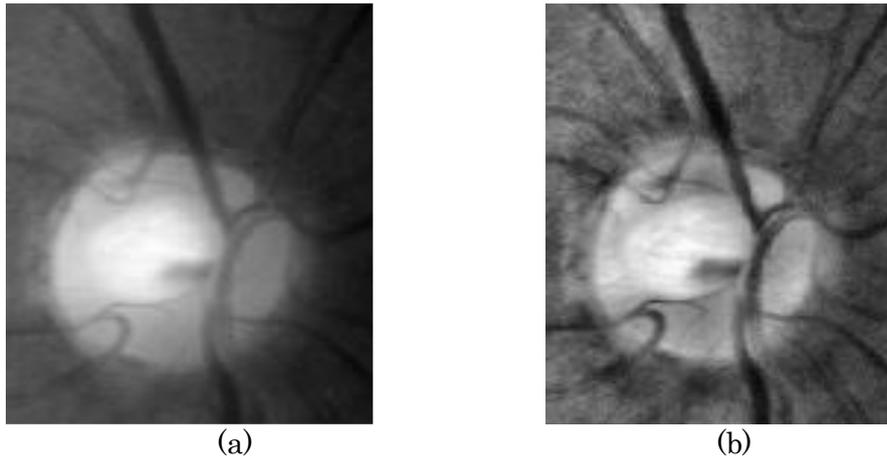


Figure.III.6.Etape de Prétraitement ;(a) : Canal de luminance L ;(b) : Egalisation adaptative d'histogramme

III.4.2.2 .Elimination du Réseau Vasculaire

La région du cup est généralement fragmentée en de multiples sous -régions par des vaisseaux sanguins. D'où, l'obtention d'une région du cup homogène est nécessaire pour la segmentation de ce dernier. Pour cela, nous appliquons une opération de la fermeture morphologique sur l'image améliorée, en utilisant un élément structurant de taille plus grande que la largeur du réseau vasculaire (figure.III.7).

$$Im_2 = \emptyset_B^{s_1} (Im_1)$$

Avec ; $\emptyset_B^{s_1}$ est la fermeture morphologique par un élément structurant s_1 de taille B ;

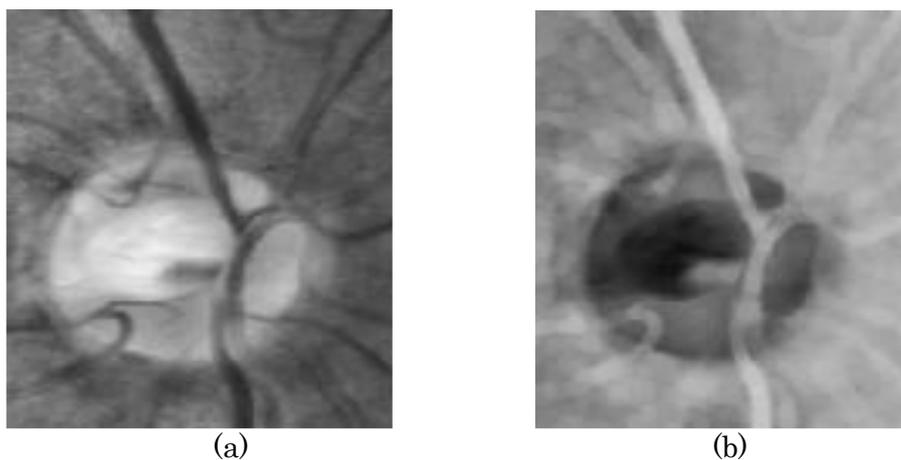


Figure.III.7. Résultat du filtre médian et élimination du réseau vasculaire
(a) : Filtre médian ;(b) : Fermeture morphologique.

III.4.2.3. Application de l'algorithme de k-means

Le principe du regroupement des pixels appartenant aux régions lumineuses, et leur séparation par rapport aux autres régions se ramène à les classer dans des groupes selon certaines propriétés de ces objets. Du point de vue de la segmentation des images, on cherche à construire des vecteurs de caractéristiques dans certaines zones typiques de l'image qui seront ensuite utilisés pour la classification des points de l'image. Il existe une grande variété d'algorithmes de regroupement de pixels dans la littérature. Dans notre travail, nous avons choisi d'utiliser une technique de classification non supervisée : le k-means grâce à sa simplicité.

L'algorithme consiste à convertir la matrice des pixels en un vecteur de niveaux de gris. Une fois appliqué au vecteur, il est converti en une matrice de chacune des valeurs de classe pour chaque pixel de l'image.

Le résultat de l'application de k-means est illustré dans la figure III.8.

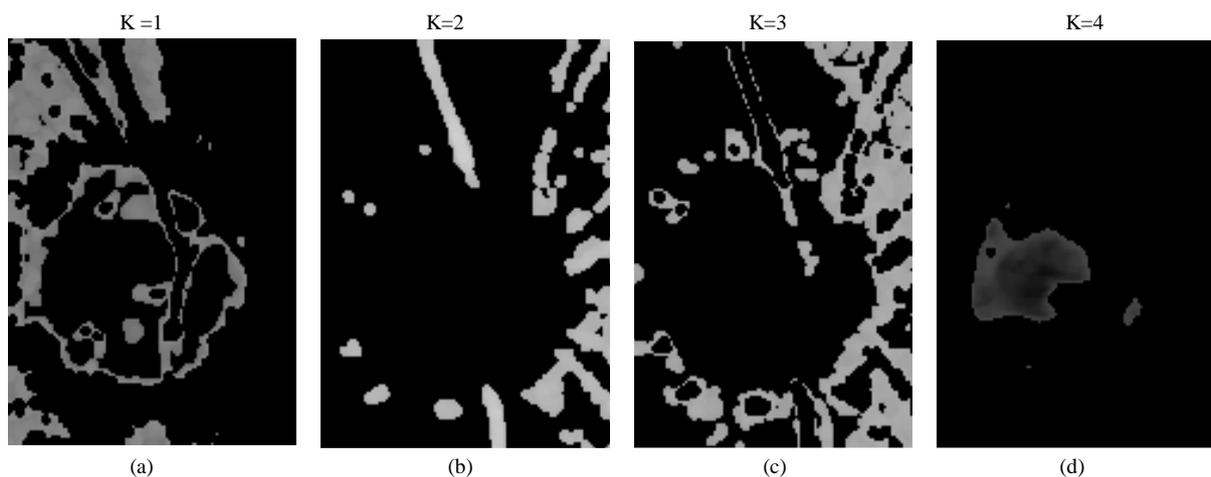


Figure III.8. Détection du cup en utilisant l'algorithme K-means

A chaque exécution, la classe assignée à chaque région n'est pas la même. Le meilleur résultat que nous avons obtenu correspond à la quatrième classe (figure III.8.d).

III.4.2.4. Extraction du Cup

Afin d'extraire le cup une opération de reconstruction par dilatation sous la bande L de l'image est appliquée. Cette technique est un outil fondamental de la morphologie mathématique. Elle consiste à reconstituer les composantes connexes d'un ensemble, selon leur mesure (volume, surface par exemple). Lorsque leur intersection avec les composantes connexes d'un second ensemble B est non vide. L'ensemble de référence B est généralement

appelé marqueur et l'ensemble A masque géodésique. Dans notre cas, l'image de la bande L est considérée comme le masque et afin d'obtenir une image marqueur, nous appliquons une dilatation binaire sur l'image binarisée du résultat de l'application de k-means (Figure. III.9.a), ensuite, tous les pixels de cette image sont mis à 0 dans l'image du canal L. Une telle image marqueur est présentée dans la figure (III.9.b). Le résultat de la reconstruction par dilatation montre que les pixels inclus dans la zone du cup ne sont pas reconstruits, alors que les autres régions sont reconstruites (Figure.III.9.c). Pour faire ressortir le cup, nous appliquons, tout d'abord une opération de soustraction entre l'image du canal L et l'image reconstruite, ensuite, une opération de seuillage sur l'image résultante est effectuée (Figure. III.9.d). Le résultat final de segmentation du cup est illustré dans la figure III.9.e.

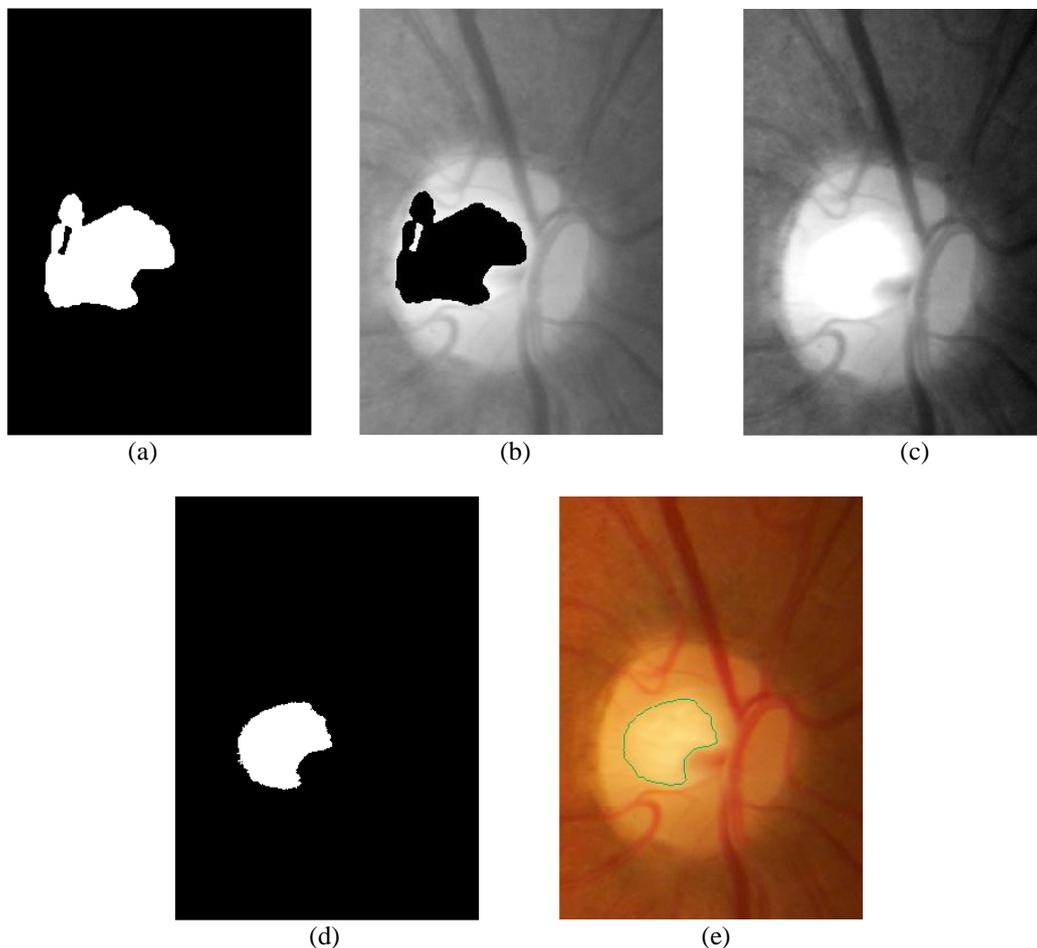


Figure III.9.segmentation de l'excavation par la classification K-means

(a) : la binarisation ;(b) : image marqueur ;(c) : reconstruction par dilatation ;(d) : seuillage de l'image reconstruite; (e) : extraction du cup

III.4.3. Segmentation du Disque Optique

La détection du disque optique est une tâche importante pour un système d'analyse des images rétinienne. Leur extraction est une condition nécessaire pour la détection de la présence du glaucome. Dans les images couleur de la rétine, le disque optique apparaît comme une grande tache jaunâtre ou blanche, de forme circulaire ou elliptique. Il est interrompu par les vaisseaux sortant. Le diamètre du disque optique varie d'un patient à un autre, il est compris entre 80 et 100 pixels, il est situé dans le côté nasal de la macula et caractérisé par un fort contraste entre le réseau. Comme, il ne contient pas de récepteurs pour la lumière, il est appelé la tache aveugle.

Les différentes phases de segmentation du disque optique sont présentées dans l'organigramme suivant :

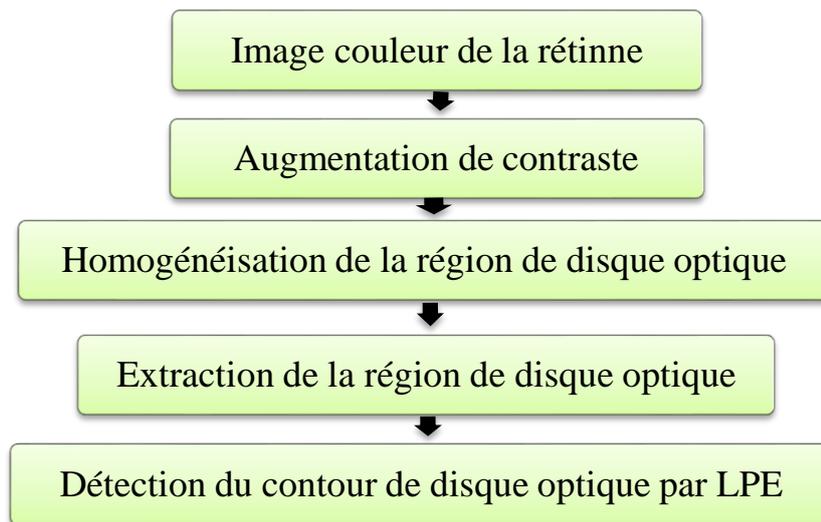


Figure.III.10. Organigramme de segmentation du disque optique.

III.4.3.1. Augmentation de contraste

De même que le cup, le disque optique présente l'inconvénient d'avoir un mauvais contraste. Le choix d'un espace couleur adéquat est nécessaire pour détecter le disque optique. Après plusieurs tests, nous avons constaté que la représentation de l'image couleur dans le canal vert de l'espace couleur RGB a donné de bons résultats. Le disque optique apparaît avec un meilleur contraste (Figure.III.11.a), les contours sont bien visibles et ne sont pas vraiment perturbés par les vaisseaux sortants. En outre, pour conserver les contours de la papille et

éliminer la grande variation de niveau de gris dans la région papillaire, et réduire les bruits, un filtre médian est utilisé (Figure. III.11.b).

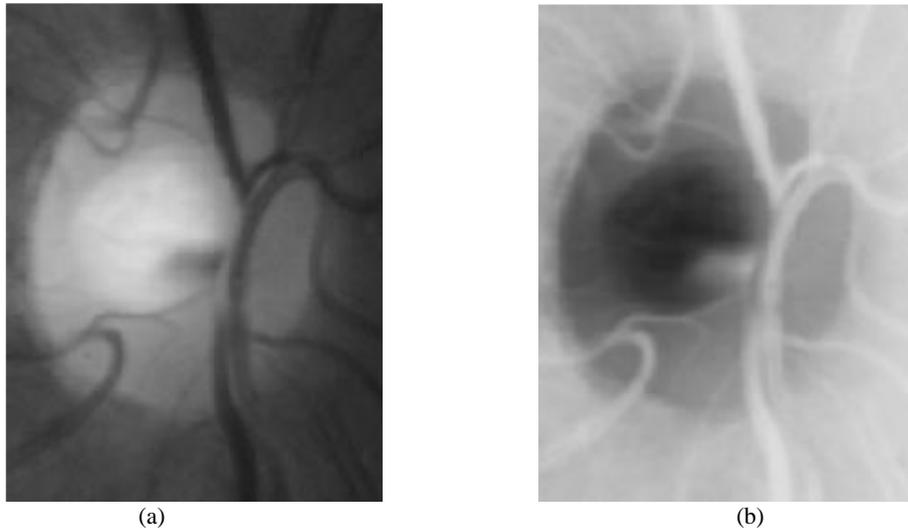


Figure.III.11. Augmentation de contraste ;(a) : canal vert ;(b) : filtre médian.

III.4.3.2. Homogénéisation de la région du disque optique

Comme le disque optique est interrompu par la présence du réseau vasculaire, une fermeture morphologique est appliquée afin d'éliminer ce dernier (Figure.III.10.a). Cependant, une perte de quelques parties du disque optique est provoquée, ce qui exige l'emploi d'une ouverture par reconstruction afin de restaurer les parties effacées (Figure. III.12.b).

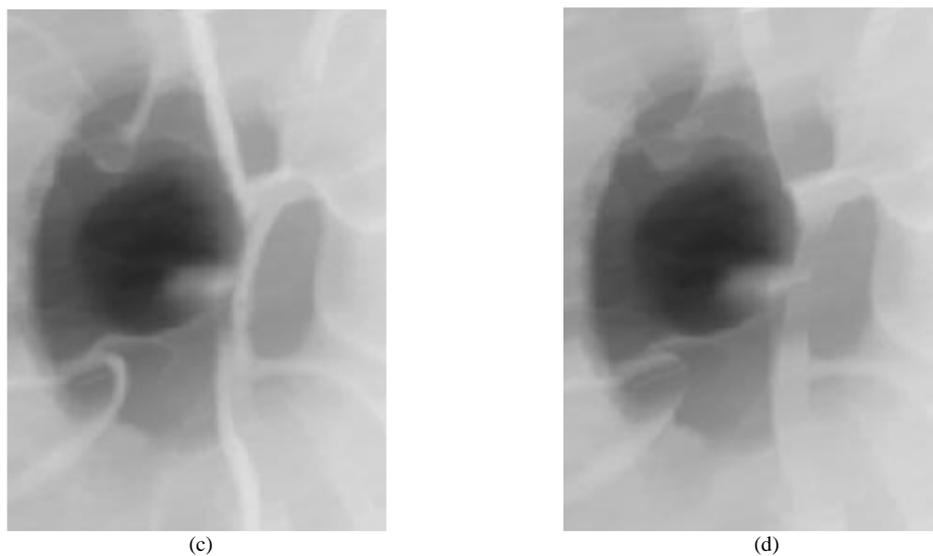


Figure.III.12. Homogénéisation de la région de disque optique ; (c) : fermeture morphologique ;(d) : ouverture par reconstruction.

III.4.3.3. Extraction de la région de disque optique

Sachant que le disque optique appartient aux régions les plus claires de l'image, une opération de seuillage est appliquée. Pour assurer une bonne extraction de la région papillaire, il faut faire un bon choix de la valeur de seuil (Figure. III.13)

Soit $Im_3(m, n)$ l'image homogénéisée et $(m*n)$ la taille de l'image.

Où :

$$Im_3(m, n) = \begin{cases} 1, & \text{si } Im_3(m, n) > \text{seuil} \\ 0, & \text{si ailleurs} \end{cases}$$

Comme il est montré dans la figure (III.13) Il n'est pas possible de trouver un bon seuil qui segmente tout le contour du disque optique.

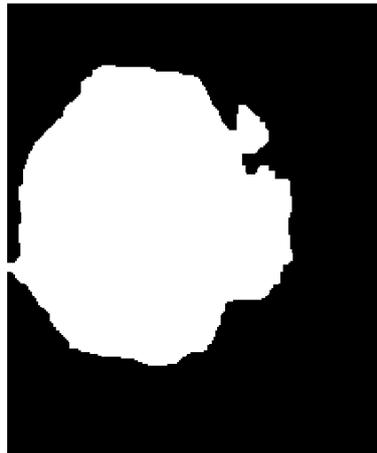


Figure.III.13. Image résultante après seuillage

III.4.3.4. Détection du contour de disque optique

Afin d'extraire le contour de disque optique, on fait appel à une méthode de segmentation par excellence en morphologie mathématique, il s'agit de la ligne de partage des eaux. Le concept à son origine en topographie et en hydrogéologie. De nombreux auteurs se sont d'ailleurs penchés sur cette notion en essayant de définir des algorithmes permettant de la générer à partir des données topographiques. Cependant, là où la ligne de partage des eaux devient intéressante, c'est lorsqu'elle apparaît comme le prolongement naturel des transformations morphologiques ensemblistes comme le squelette par zones d'influence, et surtout lorsqu'on utilise le concept sur des images à teintes de gris.

Sachant que le problème majeur de la ligne de partage des eaux est la sur-segmentation lorsqu'elle est appliquée sur l'image originale. Ce problème est dû à la présence d'une multitude de minima dans l'image. Pour le résoudre F. Meyer et S. Becheur ont proposé une

stratégie dite: LPE contrôlée par marqueurs. Le principe consiste à sélectionner certains minimas, c'est-à-dire, réduire le nombre de minimas à partir desquels l'image est inondée en utilisant des marqueurs qui sont les composantes connexes, permettant de localiser (même grossièrement) les régions devant être segmentées dans l'image. Ils doivent être choisis de manière à ce que la ligne de partage des eaux coïncide le disque optique, il est donc important de marquer toutes les zones entourées partiellement ou entièrement par le disque optique pour que la segmentation soit correcte.

Dans notre travail, nous utilisons deux marqueurs, un marqueur interne et un marqueur externe. Afin d'obtenir le marqueur interne, nous calculons la fonction de distance sur l'image binarisée (Figure.III.14.b). Cette fonction désigne la distance entre le pixel candidat qui vaut 0 et le pixel qui lui est le plus proche non zéro. Ce sont les maxima locaux. Dans la fonction distance, ces maxima locaux sont représentés avec des niveaux de gris les plus élevés. Comme marqueur externe, un cercle de diamètre supérieur au diamètre du disque optique est tracé (Figure.III.14.c). Après avoir déterminé les marqueurs, la ligne de partage des eaux est calculée sur le gradient morphologique de l'image améliorée.

Les résultats d'extraction du disque optique sont illustrés dans la figure. III.14.d.

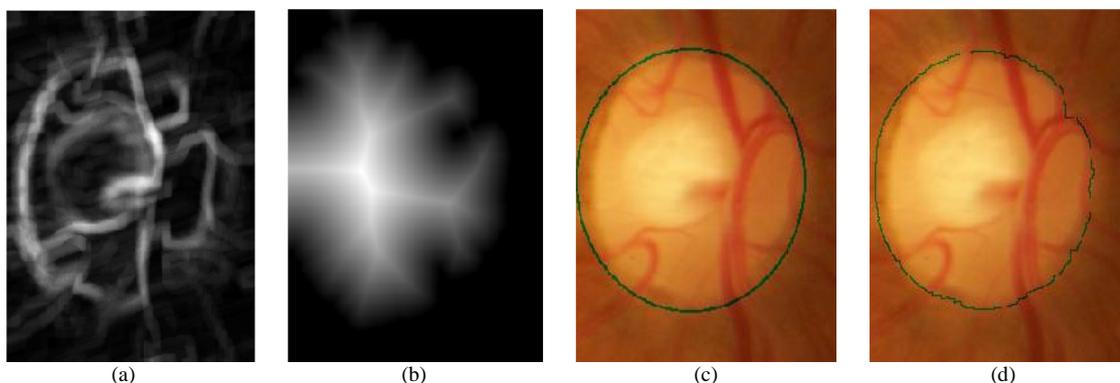


Figure.III.14. Segmentation de la papille par la transformation LPE; (a) : le gradient morphologique; (b) : la fonction distance; (c) : superposition des marqueurs sur l'image originale; (d) : résultat de la superposition de la LPE sur l'image originale

III.4.4. Lissage du contour du Cup et Disque Optique

La présence de vaisseaux sanguins sur les frontières du disque optique et le cup rend les contours détectés inégaux. Pour remédier ce problème, on fait appel à une méthode de lissage proposée par Fitzgibbon [40-41] : Ellipse fitting. Le traçage de l'ellipse permet d'obtenir la courbure exacte du cup et du disque optique.

Cet algorithme a pour but un ajustement du disque optique et du cup. Il s'agit d'une ellipse spécifique, donc l'effet du bruit (vaisseau sanguin oculaire, une hémorragie, druses, etc.) autour de la zone du disque peut être minimisée. Dans l'algorithme d'ajustement, une contrainte quadratique est définie sur les paramètres pour éviter les solutions triviales et non désirées. Le but est de rechercher un vecteur qui contient les six coefficients de la forme standard d'une conique.

De manière générale, l'ellipse est un cas particulier d'une conique qui peut être décrit par un polynôme du second degré :

$$F(x, y) = a \cdot x = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f = 0 \quad (1)$$

Avec comme contrainte d'ellipse spécifique

$$b^2 - 4ac < 0 \quad (2)$$

Où a, b, c, d, e, f sont des coefficients de l'ellipse et (x, y) sont les coordonnées d'un point lui appartenant.

En introduisant des vecteurs

$$A = [a, b, c, d, e, f]^T$$

$$x = [x^2, xy, y^2, x, y, 1]$$

L'équation (1) peut être réécrite de la manière suivante : $F^T(x) = x \cdot a = 0$

De manière générale, l'ajustement d'une conique à un nuage de points peut être approché par une minimisation de la somme des moindres carrés des distances algébriques des points à une conique de coefficients a :

$$\min \sum_{i=1}^N F(x_i, y_i)^2 = \min \sum_{i=1}^N (F a(x_i))^2 \quad (3)$$

L'équation (3) peut être résolue directement par une approche standard des moindres carrés, Le résultat serait une conique et non spécifiquement une ellipse. Ce problème est dû à la définition de la contrainte (2). Dans le cas précis de l'ajustement contraint de l'ellipse, il est possible d'intégrer le facteur d'échelle à la contrainte elle-même et de la définir comme étant :

$$4ac - b^2 = 1$$

L'ajustement de l'ellipse peut être assimilé à la minimisation suivante :

$$E = \|Da\|^2 \text{ tel que } a^T C a = 1$$

Où :

$$D = \begin{bmatrix} x_1^2 & x_1 y_1 & y_1^2 & x_1 & y_1 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_i^2 & x_i y_i & y_i^2 & x_i & y_i & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_N^2 & x_N y_N & y_N^2 & x_N & y_N & 1 \end{bmatrix} \text{ représente la minimisation de l'équation}$$

Et :

$$C = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \text{ la matrice de contrainte}$$

Dans notre travail, nous effectuons tout d'abord un étiquetage en composantes connexes de chacune des images résultantes de disque optique et du cup, par la suite une mesure de l'ensemble des propriétés de chaque composante connexe dans l'image binaire est effectuée, à savoir, la surface, le centre, l'axe majeur, l'axe mineur et l'orientation, ces derniers nous permettent de tracer l'ellipse fitting des deux régions extraites.

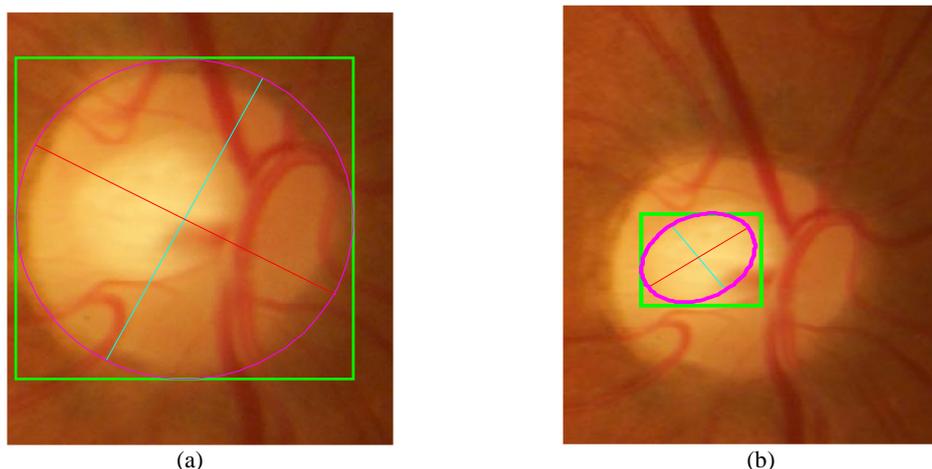


Figure.III.15.résultat de l'ellipse fitting
(a) : ellipse fitting pour le disque optique ;(b) : ellipse fitting pour le cup

III.4.5. Détermination du Rapport Cup- Disque

Le nerf optique est la première structure intraoculaire à souffrir d'une élévation de la tension. Le nerf s'atrophie et le disque optique ou papille optique a un aspect blanc. L'atrophie

progresses d'une façon particulière et la papille optique apparaît également excavée ou creusée en son centre. De nombreux yeux normaux peuvent présenter une petite excavation optique de couleur pâle. Du fait de la grande variabilité de la taille de la papille d'un individu à l'autre, les dimensions du cup central varient considérablement sur des yeux parfaitement sains. Dans le glaucome, ce cup central de couleur pâle s'agrandit parce que les fibres nerveuses qui constituent l'anneau neuro-rétinien s'atrophient. Finalement, l'excavation profonde et décolorée envahit toute la papille. Il est d'usage d'évaluer le rapport cup-disque qui représente le taux entre le diamètre de l'excavation de la papille et le diamètre de la papille. Ce rapport, permet d'évaluer la qualité de fibres optiques qui pénètrent dans la papille. On l'utilise surtout pour la surveillance et le dépistage du glaucome. Il doit normalement être inférieur à 0.3, il se rapproche de 1 quand l'excavation est importante donc que la quantité de fibres optiques est faible et que le glaucome est au stade avancé [42].

Afin de déterminer le diamètre du cup et de disque optique, nous calculons le rapport entre l'axe majeur de l'ellipse du cup et celui du disque optique.

III.5. Résultat et discussion

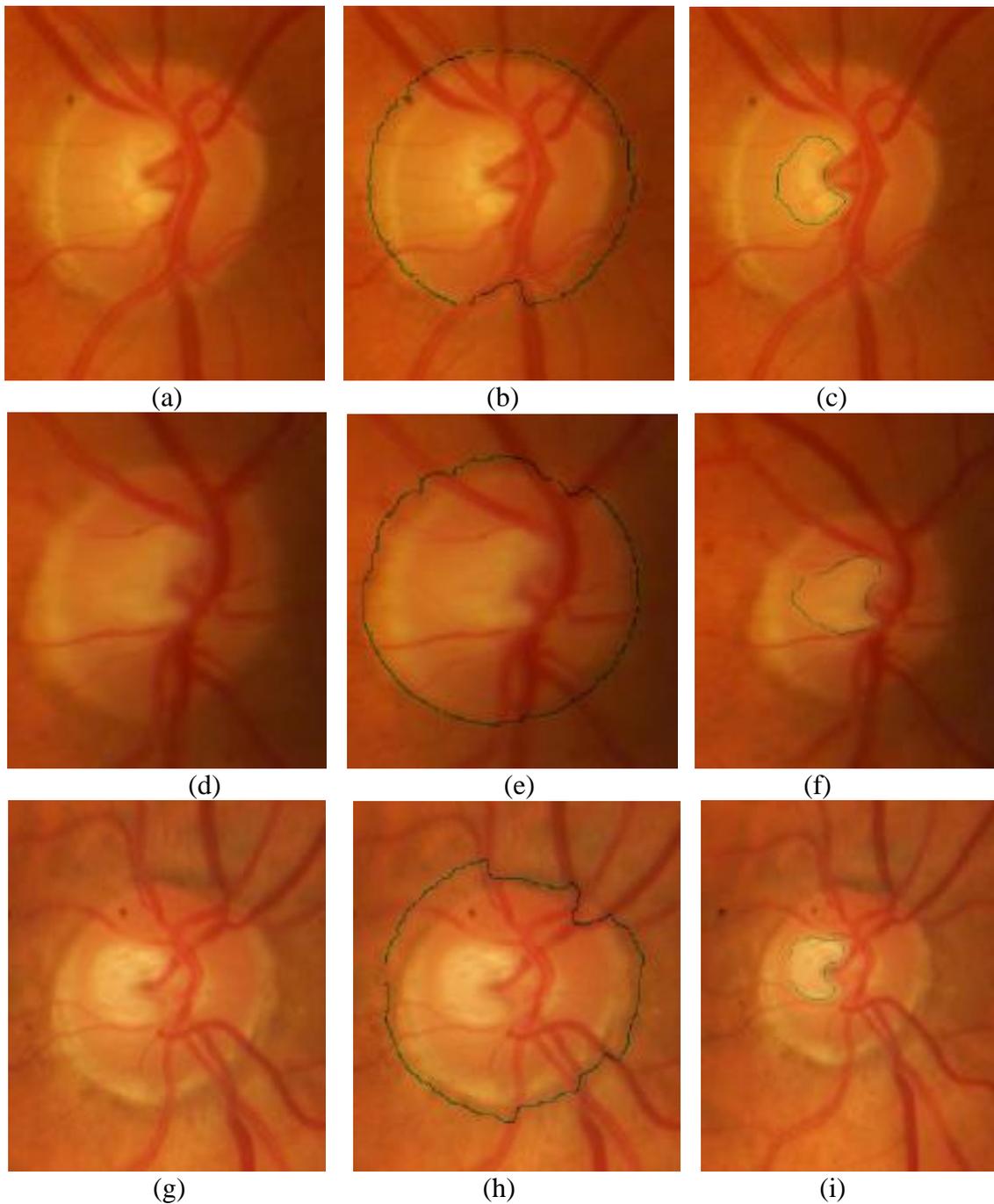
Afin d'évaluer la performance de la méthode proposée de segmentation du disque optique et du cup, l'algorithme a été testé sur une série d'images saines et pathologiques ayant différentes caractéristiques en terme de couleur et contraste. Les images ont été issues de la base de données « High-Résolution Fundus image (HRF) » et de la clinique Lazzouni à Tlemcen. Les résultats de segmentation de disque optique et le cup sont illustrés dans la Figure III.16.

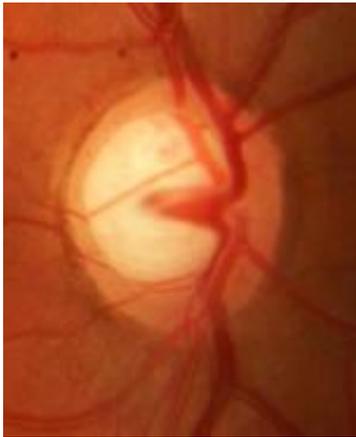
Dans le but d'avoir un temps de calcul minime, et une précision de segmentation, l'approche proposée a été appliquée sur une partie de l'image qui est considérée comme région d'intérêt (Figure.III.3.b).

Concernant l'extraction de la région du disque optique, l'opération de seuillage appliquée n'a pas été suffisante pour bien déterminer le contour de la papille, par conséquent, l'approche de morphologie mathématique LPE est envisageable.

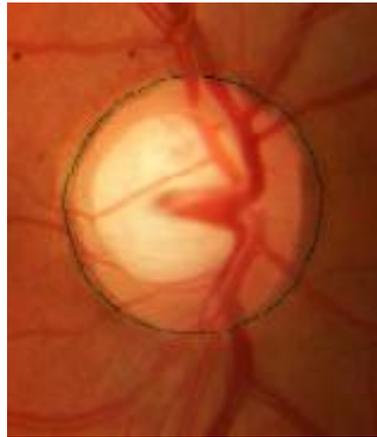
En outre, la reconstruction par dilatation a été la technique par excellence pour l'extraction de la région du cup après avoir utilisé la méthode de classification non supervisée K-means.

Dans les images où le disque optique et le cup sont fortement contrastés, les résultats sont très satisfaisants (Figure.III.16.b, c,e,f,k,l,u), en outre, dans les images très faiblement contrastées, les contours de disque optique et le cup sont bien définis (Figure.III.16.n, o, q, r). Cependant, un ajustement de leurs bordures par l'ellipse fitting est indispensable pour le calcul exact du rapport cup-disque.

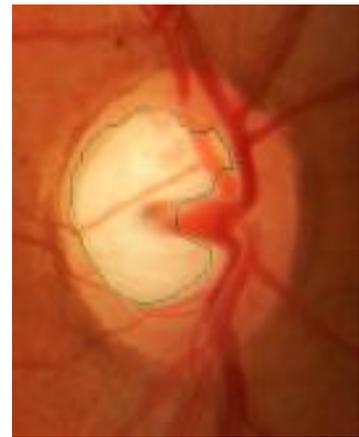




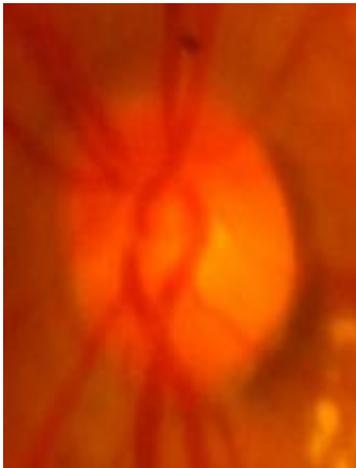
(j)



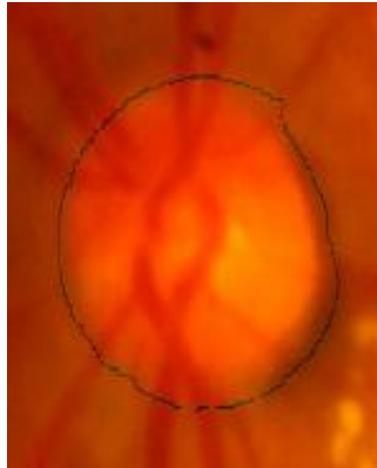
(k)



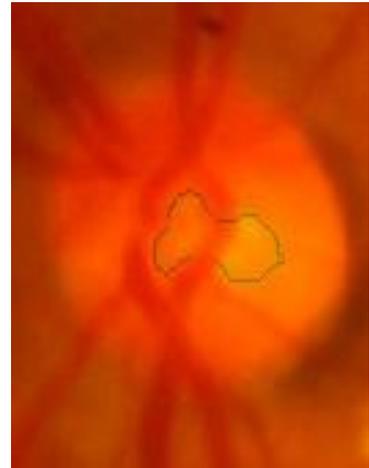
(l)



(m)



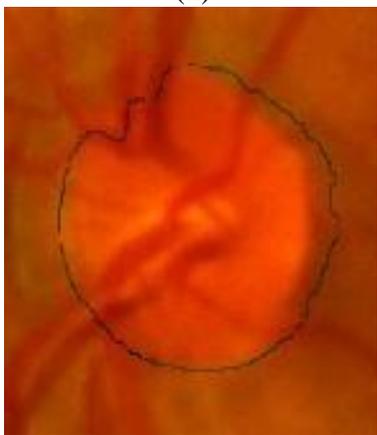
(n)



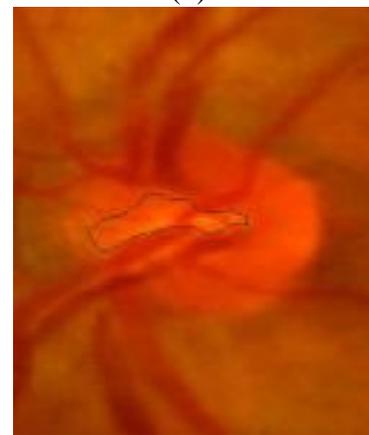
(o)



(p)



(q)



(r)

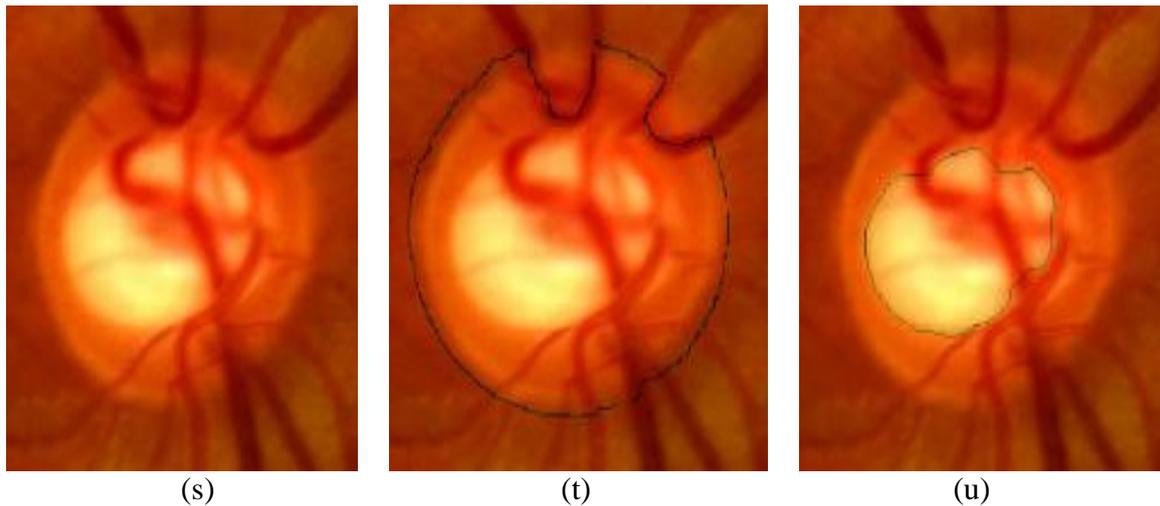


Figure.III.16.Segmentation de la papille optique et du cup ;(a, d, g, j, m, p, s) : sous images ;(b, e, h, k, n, q, t) : résultat de segmentation de disque optique ;(c, f, i, l, o, r, u) : résultat de segmentation de cup.

D'après les valeurs mentionnées dans le tableau ci-dessous (Tableau.III.1) et qui représentent la confirmation des résultats obtenus de segmentation du cup et du disque optique, par le médecin ophtalmologue, On a constaté que la méthode proposée a réussi à extraire ces éléments anatomiques et donc de permettre une détermination parfaite du rapport cup-disque qui représente une caractéristique clinique significative de la présence du glaucome.

	DISQUE	CUP
Reconnaissance parfaite	44.18%	76.47%
Reconnaissance satisfaisante	41.12%	14.70%
Reconnaissance médiocre	14.70%	8.82%

Tableau.III.1.Le taux de précision de la méthode de segmentation du disque et du cup

Le rapport cup-disque peut être défini par divers paramètres tel que la surface, la hauteur les axes majeurs et mineurs des deux ellipses contenant la papille et le cup. Sachant que chacun de ces paramètres donne des rapports différents, néanmoins, en comparant la valeur du taux cup-disque (Tableau.III.2, Tableau.III.3) avec la forme de la papille et l'excavation pour les images testées, on a constaté que l'utilisation des axes majeurs semble donner le meilleur pourcentage indiquant la présence ou non du glaucome.

Le rapport correspondant à des images de la base de données HRF	
Image 1	0.3243
Image 2	0.4528
Image 3	0.4183
Image 4	0.4964
Image 5	0.5011
Image 6	0.4397
Image 7	0.4137
Image 8	0.3396
Image 9	0.6745
Image 10	0.6829

Tableau.III.2.Le rapport cup-disque calculé pour un ensemble d'images de la base de données HRF

Le rapport correspondant à des images de vérité terrain			
Image 1	0.3908	Image 13	0.3937
Image 2	0.4717	Image 14	0.3383
Image 3	0.3568	Image 15	0.3969
Image 4	0.4020	Image 16	0.5425
Image 5	0.4696	Image 17	0.6434
Image 6	0.4504	Image 18	0.5895
Image 7	0.6347	Image 19	0.5918
Image 8	0.5549	Image 20	0.3213
Image 9	0.2023	Image 21	0.6686
Image 10	0.4248	Image 22	0.3914
Image 11	0.4490	Image 23	0.3148
Image 12	0.6629	Image 24	0.2947

Tableau.III.3.Le rapport cup-disque calculé pour un ensemble d'images de vérité terrain

D'après les résultats mentionnés dans le tableau ci-dessus, les valeurs justifiantes l'existence du glaucome sont celles supérieures strictement à 0.4, concernant, celles qui s'approchent de 0.3, l'intervention d'autres paramètres clinique est inéluctable pour juger si le cas est glaucomateux ou sain.

Toutefois, dans certaines images où le vaisseau sanguin n'a pas été éliminé d'une façon adéquate, l'algorithme a échoué, d'une part, en ratant des parties du disque optique. D'autre part, le cup apparaît en plusieurs masses (Figure.III.17), ce qui exige d'effectuer une autre dilatation afin de les combiner en une seule région pour pouvoir calculer l'ellipse fitting, ainsi le rapport cup-disque (Figure.III.18).

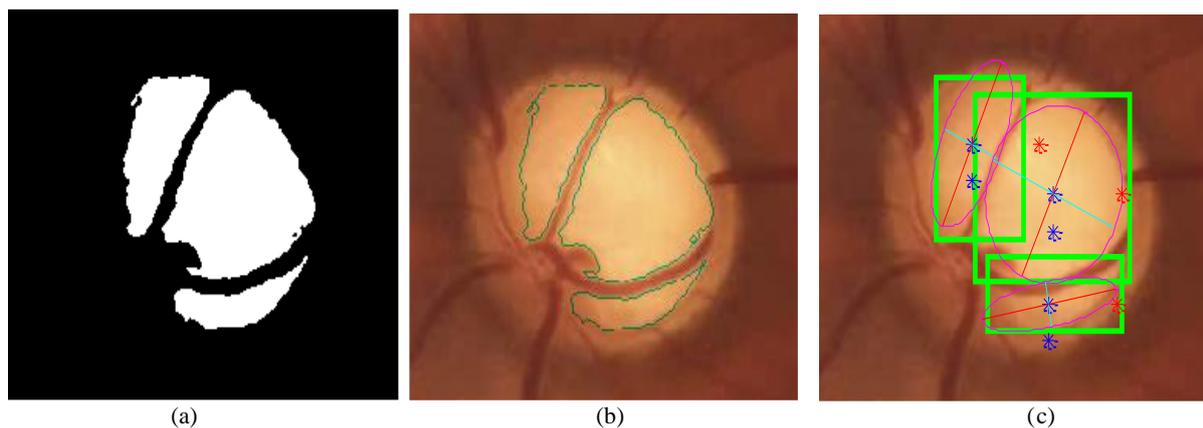


Figure.III.17.La segmentation pour un cas particulier avant la dilatation; (a) :image binaire ;
(b) : extraction du excavation ; (c) : ellipse fitting

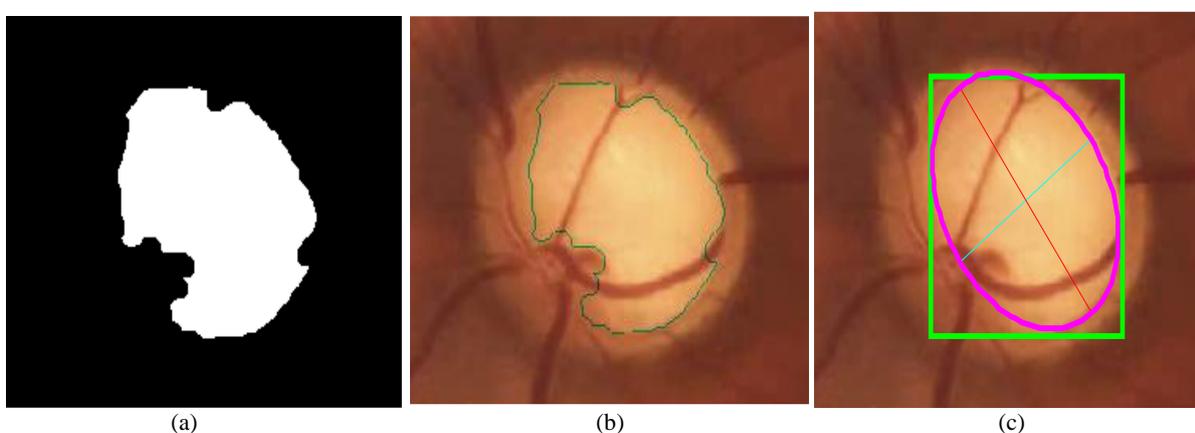


Figure.III.18.La segmentation pour un cas particulier après la dilatation; (a) : image binaire ;
(b) : extraction de l'excavation ; (c) : ellipse fitting

III.6. Conclusion :

Le glaucome est la deuxième cause de cécité permanente dans le monde entier. La détection précoce du glaucome peut limiter la progression de la maladie. En effet, le rapport de la taille du cup optique sur le disque optique, également connu comme étant le rapport cup-disque (CDR), est l'un des indicateurs cliniques importants du glaucome.

Dans ce chapitre, nous avons donné un aperçu sur les approches utilisées pour l'extraction de la papille optique et du cup, et nous avons mis le point sur la ligne de partage des eaux qui constitue l'approche morphologique de segmentation et qui est employée pour la détermination de contour du disque optique, et la classification K-means pour l'extraction du cup optique. Nous avons testé les 2 algorithmes sur des images du fond d'œil de la base de données HRF et des images prises à la clinique Lazzouni, ainsi, nous avons montré que les

résultats de segmentation sont satisfaisants, à l'exception des cas, d'une part de la présence extrême des vaisseaux sanguins et d'autre part de la faible qualité d'images.

En outre, on a constaté que la mise en œuvre de la méthode d'ellipse fitting dans le but d'avoir des contours lisses, est impérative pour une détermination exacte de la valeur du taux cup-disque, ce dernier indique la présence du glaucome s'il est estimé à 0.4 et plus.

Conclusion générale

Le glaucome est une pathologie chronique causée par la destruction progressive des fibres du nerf optique sous l'influence de différents facteurs dont le plus fréquent est une élévation anormale de la pression intraoculaire (PIO). L'augmentation de la pression intraoculaire est causée par l'obstruction du filtre d'évacuation du liquide intraoculaire. Il peut entraîner une diminution irrémédiable du champ de vision suivie d'une perte totale de la vision si aucun traitement n'est envisagé. 6,7 millions de personnes au niveau mondial auraient perdu la vue à cause d'un glaucome. Il constitue la seconde cause de cécité dans le monde. Le diagnostic de glaucome repose actuellement sur la présence de deux signes d'examen : des altérations caractéristiques du champ visuel et une papille optique excavée (la tête du nerf optique). A ce jour, des traitements permettent de stopper son évolution mais ils ne permettent pas de restaurer la vision lorsque la maladie est déjà évoluée. L'exploration précoce du glaucome est donc primordiale.

Le principal objectif de ce mémoire était de développer un algorithme pour l'aide au diagnostic en ophtalmologie ; il s'agit de dépistage du glaucome dans les images du fond d'œil; en utilisant des outils de traitement des images rétinienne.

En effet, la détection des éléments de la rétine à savoir le disque optique et le cup permettent de trouver le rapport cup-disk ; qui constitue un paramètre clinique important pour la détection du glaucome. Ce point nous a amené à développer des algorithmes pour la segmentation de ces éléments anatomiques.

Concernant ; le cup optique ; nous avons proposé une technique de classification non supervisée : le K-means grâce à sa simplicité et sa mise en œuvre ; alors que pour la détection de la papille optique ; nous avons choisi une méthode de segmentation par excellence en morphologie mathématique: la ligne de partage des eaux. En outre ; nous avons mis en place une technique d'ajustement de contour ; il s'agit de l'ellipse fitting ; dans le but d'avoir des contours lisses et réguliers des deux régions segmentées; et donc d'avoir un rapport cup-disk précis.

Les algorithmes proposés ont été évalués sur des images de la base de données HRF et des images de vérité terrain; ainsi, les résultats obtenus étaient satisfaisants et cela a été confirmé par les médecins ophtalmologues. Cependant; et bien que les méthodes adoptées ont montré leurs succès pour une bonne partie des images testées; nous avons constaté que les algorithmes ont échoué dans des images où les vaisseaux sanguins émergent principalement dans le coté nasal du disque optique, et donc une élimination du réseau vasculaire a été insuffisante d'une part ; d'autre part, le faible contraste des images, avait pour conséquence une mauvaise détection du cup, ainsi que les bordures de la papille optique.

Nous pouvons conclure que la méthode proposée a montré des résultats favorables en terme d'aide au diagnostic; étant donné que le rapport cup-disque est une propriété importante pour l'identification de la maladie du glaucome.

Perspectives

Ce mémoire a permis de dégager de nombreuses perspectives que nous pouvons les résumer dans ces quelques lignes :

- Le rapport cup-disque est un paramètre que l'on utilise pour la surveillance et le dépistage du glaucome. Il doit normalement être inférieur à 0.3; il se rapproche de 1 quand l'excavation est importante donc que la quantité de fibres optiques est faible et que le glaucome est au stade avancé. Malheureusement ces chiffres sont relatifs car le CDR dépend du diamètre de l'orifice scléral qui livre le passage au nerf optique, plus ce dernier est large, plus le CDR est physiologiquement plus grand. Par conséquent une exploration d'autres paramètres est nécessaire; à savoir: la pachymétrie, le champ visuel, et la tension oculaire.
- Un test de l'algorithme sur un nombre considérable d'images est envisageable dans le but de pouvoir mettre en œuvre un système de classification pour permettre aux ophtalmologues d'établir un diagnostic précis.
- Un autre point dont les conséquences auront un bénéfice en termes de réduction de temps de diagnostic ainsi de faciliter les tâches au médecin ophtalmologue est la réalisation d'une interface graphique.
- Finalement; la semi automatisation de la méthode proposée dans ce mémoire semble efficace pour améliorer les résultats de segmentation.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] : CLAUDE NAUDIAN et NICOLE GRUMBACH, « *la rousse médicale* » février 2000.
- [2] : <http://www.fnro.net/ophtalmologie/Anatomie/Anatomie.html>
- [3] : FEROUÏ AMEL, « *Analyse des images couleur du fond d'œil pour l'aide au diagnostic en ophtalmologie: application à la détection des pathologies rétiniennes* », thèse de doctorat, Université Abou-Bakr-Belkaid Tlemcen, laboratoire de génie biomédical, mai 2014.
- [4] : YVES LACHKAR, ERIC SELLEM, « *La papille glaucomateuse en pratique* », France, mai 2004.
- [5]: <http://www.ameli-sante.fr/glaucome/quest-ce-que-le-glaucome.html>
- [6]: https://www.quinze-vingts.fr/maladies_de_l_oeil/glaucome/formes_cliniques
- [7]: <http://www.quantel-medical.fr/pathologies-glaucome.php>
- [8] : DÉPISTAGE ET DIAGNOSTIC PRÉCOCE DU GLAUCOME PROBLÉMATIQUE ET PERSPECTIVES EN France ; Service évaluation médico-économique et santé publique Novembre 2006.
- [9]: https://www.quinze-vingts.fr/maladies_de_l_oeil/glaucome/facteurs_de_risque
- [10]: Polycopié National du Collège des Ophtalmologistes; Universitaires de France; Université Pierre et Marie Curie, Enseignement d'ophtalmologie ; Niveau deuxième cycle 2003 – 2004.
- [11]: <http://www.pfizer.ca/local/files/fr/yourhealth/Glaucoma.pdf>
- [12] : <http://sante-guerir.notrefamille.com/sante-a-z/examens-specifiques-de-l-oeil/la-mesure-de-la-tension-oculaire-o110553.html>
- [13] : ABDSAMIE BARAHAL, « *Rapport de stage* », université de Sidi Bel Abbas, mai 2013.
- [14] : <http://www.ophtalmodijon.fr/>
- [15] : <http://ophtalmo-madar-laciotat.com/le-materiel/le-champ-visuel/>
- [16] : http://www.univ-orleans.fr/mapmo/membres/louchet/teaching/timo/ben_hamadi/rapport_benhamadi.pdf
- [17] : MICHEL BEAUDOUIN-LAFON, « *Article* » université de paris-sud, source: Foley & van Dam pp 815-843, p753, Gonzalez & Woods

- [18] : http://www.sites.univrennes2.fr/artsspectacle/cian/image_numFlash/pdf/chap5_cours51.pdf
- [19] : http://textes-francais.fr/adaptive_histogram_equalization
- [20]: PAUL S. SAWADOGO, Data Pre-Processing, SIMES – 961620, *Contractual Date Of Delivery: 14 November 1998*
- [21]: <http://stephanielluu.com/image-convolution/article2/introduction>
- [22]: YAOVI GAGOU, « Cours de Traitement d'Image », Université de Picardie Jules Verne, Licence de Physique S6, Année Académique 2007-2008
- [23] : E. ANGELINI, I. BLOCH, Y. GOUSSEAU, S. LADJAL, B. PESQUET-POPESCU, M. SIGELLE, F. TUPIN « *Méthodes Avancées De Traitement d'Images* », Polycopié Du Cours SI343 - MATIM, Département TSI - Ecole Nationale Supérieure Des Télécommunications, 22 Février 2007
- [24] : SOFIENE MOUINE, « *Traitement Morphologique Des Images De Feuilles* », Article Présenté En Vue De L'obtention Du Diplôme National d'Ingénieur En Sciences Appliquées Et Technologiques, Option : Génie Logiciels Et Systèmes D'informations
- [25] : SALAH ANISSA et MEDJAOUI ASMAE « *Analyse Des Images Rétiennes : Application A La Détection Des Lésions Sombres* », MASTER En GENIE BIOMEDICAL, Spécialité : Signaux Et Images En Médecine, Soutenu Le 25 Juin 2013
- [26] : ALLAN HANBURY, « *Morphologie Mathématique Sur Le Cercle Unité Avec Applications Aux Teintes Et Aux Textures Orientées* », Thèse De Docteur En Morphologie Mathématique Présentée A L'école Nationale Supérieure Des Mines De Paris, Soutenu Le 25 Mars 2002 A Fontainebleau.
- [27] : LARBI KAHINA INGENIEUR U.M.M.T.O « *Segmentation D'images Basée Sur La Modélisation Statistique D'histogrammes* », Mémoire De Magister Soutenu En 2012
- [28] : NAKIB AMIR « *Conception De Méta-Heuristiques D'optimisation Pour La Segmentation D'images. Application A Des Images Biomédicales* », Thèse De Doctorat De L'université Paris 12-VAL DE MARNE UFR De Sciences Et Technologie, Soutenu Le 5 Décembre 2007
- [29] : ABDELLI OUARDIA « *Segmentation D'images Par Seuillage D'histogrammes Bidimensionnels* », Mémoire De Magister En Automatique, Option: Traitement d'Images Et Reconnaissance De Formes, Soutenu Le : 02 Juillet 2011
- [30] : A. FEKIR, N. BENAMRANE ET A. TALEB-AHMED « *Détection Et Suivi D'objets Dans Une Séquence D'images Par Contours Actifs* », Article
- [31] : Mr A.BESSAID « *Segmentation Par LPE* », Cours De Traitement D'image Morphologique.
- [32] : BENOIT OGOR et KIDIYO KPALMA « *Le Traitement Morphologique Des Images Satellites : Une Approche Hiérarchique Par Région* », Laboratoire ARTIST INSA

[33]: LEHAMEL MALHA « *Segmentation D'images Texturées A Partir Des Attributs Fractals*», Mémoire De Magister En Automatique, Option: Traitement d'Images Et Reconnaissance De Formes, Soutenu en 2012

[34]: D. Wong, J. Liu, J. Lim, X. Jia, F. Yin, H. Li, and T.Wong, «*Level-Set Based Automatic Cup-To-Disc Ratio Determination Using Retinal Fundus Images In Argali* » *Proc. EMBC*, Pp. 2266–2269, 2008.

[35]: R. BOCK, J. MEIER, L. G. NYL, J. HORNEGGER, and G.MICHELSON, «*Glaucoma Risk Index: Automated Glaucoma Detection From Color Fundus Images* », *Medical Image Analysis*, Vol. 14, Pp. 471–481, June 2010.

[36]: S. CHANDRIKA, K. NIRMALA «*Analysis Of CDR Detection For Glaucoma Diagnosis*», *International Journal of Engineering Research And Applications (IJERA)* ISSN: 2248-9622 National Conference On Advanced Communication & Computing Techniques (NCACCT-19 March 2013

[37]: NOOR M.N Khalid « *Optic Cup And Disc Color Channel Multithresholding Segmentation*» 2013 IEEE International Conference On Control System, Computing And Engineering, 29 Nov. - 1 Dec. 2013, Penang, Malaysia

[38]: NATARAJ A. VIJAPUR, SMITA M. CHITNIS, DR. R. SRINIVASA RAO KUNTE, « *Improved Efficiency Of Glaucoma Detection By Using Wavelet Filters, Prediction And Segmentation Method*», *International Journal Of Electronics, Electrical And Computational System IJEECS* ISSN 2348-117X Volume 3, Issue 8 October 2014

[39]: <https://www5.cs.fau.de/research/data/fundus-images/>

[40]: FITZGIBBON, A, PILU, M, FISHER, R.B «Direct least square fitting of ellipses», *IEEE; T. Pattern Anal.*21, 476-480, 1999.

[41]: A. MURTHI and M.MADHESWARAN, «*Enhancement of Optic Cup To Disc Ratio Detection In Glaucoma Diagnosis*» *IEEE International Conference on Computer Communication and Informatics (ICCCI)*, Coimbatore, pp. 1-5, 2012.

[42]:<http://www.cehjournal.org/wp-content/uploads/chirurgie-oculaire-sous-les-climats-chauds-06.pdf>