



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 l'obtention du Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Imagerie médicale

Présenté par : **BENALI Warda et BELARBI Imane Halima**

Détection et classification du glaucome dans les images rétiniennes

Soutenu le 19 septembre 2017 devant le Jury

M.	MESSADI Mohammed	MCB	Université de Tlemcen	Président
Mme.	FEROUI Amel	MCB	Université de Tlemcen	Encadreur
M.	DIB Nabil	MCB	Université de Tlemcen	Examineur
Dr.	KAZI TANI Mohammed Nabil	Docteur	Ophtalmologiste	Invité d'honneur

Année universitaire 2016-2017

Dédicace

Tous d'abord je remercie le bon dieu qui m'a donné le courage pour arriver à ce stade de fin d'étude. Paix et salut sur le prophète Mohamed

Je dédie ce travail à :

Tous ceux qui souffrent du glaucome

Tous ceux qui ouvrent pour le meilleur traitement de cette affection

Mes très chers parents qui m'ont guidé durant les moments les plus pénibles de ce long chemin, ma mère qui a été à mes côtés et m'a soutenu durant toute ma vie, et mon père qui a sacrifié toute sa vie afin de me voir devenir ce que je suis.

Mes grandes mères.

Mes chères sœurs : Amel, Noussa, Sondes.

Mes chers frères : Taym Mohamed El Hachemi, Rfi Djad El Karim.

Mon binôme : Belarbi Imane Halima.

Mes belles amies : Manel, Houda, Amina, Zakia, Abir, Khadidja, Maroua, Iness,

Roumaissa, Imane, Safa, Sabrina.

Mon oncle et mes tantes.

Tous ce qui m'aime et que j'aime.

Benali warda

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail :

A mes chers parents en signe de ma profonde reconnaissance pour leur amour, et leur soutien permanent tout au long de mon cursus universitaire.

A ma chère sœur Faiza et mes frères Oussama et Farouk pour leur encouragement, ainsi que pour leur bienfaisance.

A tout les membres de ma famille en particulier mes grands-parents, mes tantes Hafida et Asma et mes oncles chacun son nom.

Sans oublier mon binôme et amie BENALI Warda et toutes mes amies de l'université Zakia, Khadidja, Abir, Maroua, Imane, Sara avec qui j'ai partagé des moments inoubliables.

Ainsi, à toutes les personnes qui ont cru en moi.

BELARBI Imane Halima

Remerciements

Nous remercions avant tout, DIEU le Tout Puissant de nous avoir accordé toutes ses faveurs, de santé, du courage et de la patience afin de réaliser ce travail.

Nous tenons tout d'abord avec toute gratitude, à remercier notre directeur de recherche madame FEROUJ Amel de nous avoir aidé, soutenu et motivé afin de parvenir à accomplir notre travail.

Nous remercions également tous les enseignants du département de génie biomédical à l'université Abou bakr belkaid de Tlemcen.

Notre remerciement va notamment aux membres de jury d'avoir lu avec patience notre travail.

Mr MESSADI Mohammed qui nous avoir fait l'honneur de présider ce jury ainsi que Mr DIB Nabil, d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Enfin, nous remercions toutes les personnes qui nous ont aidés de près ou de loin en particulier monsieur KAZI TANI Mohammed Nabil le médecin ophtalmologue et le médecin résident ZEHAR Sofiane pour ses accueils chaleureux,

Résumé

Le glaucome est une maladie caractérisée par l'endommagement de la tête du nerf optique, ce qui peut entraîner une perte de vision sévère. Un dépistage précoce et un bon traitement fourni par l'ophtalmologiste sont les clés pour prévenir les dommages au nerf optique et la perte de vision due au glaucome. Pour ce faire, nous pensons que la détection de cette maladie est basée sur la segmentation du cup et de disque optique, pour mesurer le rapport entre le cup et le disque (CDR) et entre le rim et le disque (RDR) ainsi que, la différence entre les distances supérieures et inférieures du rim.

La segmentation des images rétinienne, en particulier les fonds d'œil, est une étape importante dans le suivi médical du glaucome. Nous proposons dans ce travail une méthode de segmentation et de reconnaissance qui est basée sur la classification non supervisée : le K-means pour les régions cups; tandis que, pour les disques optiques nous avons choisi une méthode de morphologie mathématique : la ligne de partage des eaux LPE. Cependant, après avoir obtenu des résultats, une étape d'ajustement par ellipse fitting est introduite pour lisser les contours obtenus.

La validation croisée pour le classifieur des K-plus proche voisins K-PPV est appliquée dans ce mémoire pour classer les images comme normale ou suspect du glaucome. Enfin, la réalisation d'une interface graphique qui résume toutes les étapes pour faciliter les tâches au médecin ophtalmologue.

Cent images rétinienne du fond d'œil de base de données différentes ont été utilisées pour tester l'algorithme de segmentation proposé.

Les performances du système proposé ont montré une sensibilité moyenne de 60.71%, une spécificité moyenne de 50%, et un taux de classification moyen de 93.33%.

Mots-clés : Glaucome, cup optique, disque, Segmentation, le rapport entre le cup et le disque, le rapport rim sur disque, la différence entre les distances supérieures et inférieures du rim, LPE, K-means, ellipse fitting, La validation croisée pour le K-PPV.

Abstract

Glaucoma is a disease characterized by damaging the optic nerve head; this can result in severe vision loss. An early detection and a good treatment provided by the ophthalmologist are the keys to preventing optic nerve damage and vision loss from glaucoma. Its screening is based on the segmentation of the cup and optical disk, to measure the ratio between the cup and the disk (CDR) and between the rim and the disk (RDR) as well as, the difference between the distances superior and inferior in the rim.

The segmentation of retinal images, in particular the fundus of the eye, is an important step in the medical follow-up of glaucoma. We propose in this work a segmentation and recognition method based on the unsupervised classification technique: the K-means; while for the optical disc; we chose a method of mathematical morphology: the watershed transform LPE. However, after obtaining the contours, an ellipse fitting step is introduced to smooth the results obtained.

Cross-validation for K-nearest neighbors KNN is applied in this submission to classify images as normal or suspect of glaucoma.

Finally, the realization of a graphical interface that summarizes all the steps to facilitate the tasks to the ophthalmologist.

One hundred fundus retinal images of the different databases were used to test the proposed segmentation algorithm.

The performance of the proposed system showed an average sensitivity of 60.71%, an average specificity of 50%, and an average classification rate of 93.33%.

Key-words: Glaucoma, optical cup, disk, segmentation, cup to disk ratio, rim to disk ratio, difference between I and S distances in the rim, LPE, K-Means, Ellipse Fitting, Cross-validation for KNN.

ملخص

الزرق أو الجلوكوما هو مرض يتميز بالضرر في رأس العصب البصري، والذي يمكن أن يؤدي إلى فقدان البصر الشديد. الكشف المبكر والعلاج الجيد من قبل طبيب العيون هما مفاتيح لمنع تلف العصب البصري وفقدان الرؤية. ويستند فحصه، على تجزئة القرص البصري و تجويفه، لقياس النسبة بين القرص البصري و تجويفه (CDR) وبين الحافة والقرص (RDR) وكذلك، الفرق بين المسافتين العليا والسفلى في الحافة.

تجزئة الصور الشبكية، وخاصة قاع العين، هو خطوة هامة في المتابعة الطبية للزرق. نقترح في هذا العمل أسلوب التجزئة والتصنيف الذي يقوم على تصنيف غير خاضع للرقابة : k-means لاستخراج تجويف القرص البصري بينما بالنسبة للأقراص البصرية اخترنا طريقة للمورفولوجيا الرياضية: LPE. ومع ذلك، بعد الحصول على النتائج، يتم إدخال تقنية « ellipse fitting » التي تجعل الحواف أكثر سلاسة. يتم تطبيق التحقق المتبادل من المصنف K-PPV في هذه الورقة لتصنيف الصور على أنها طبيعية أو يشتبه في الجلوكوما. وأخيراً، تحقيق واجهة رسومية تلخص جميع الخطوات لتسهيل المهام لطبيب العيون. تم استخدام مئة صورة شبكية لقاع العين من قواعد بيانات مختلفة لاختبار خوارزمية التجزئة المقترحة. وأظهر أداء النظام المقترح حساسية متوسطة بلغت 60.71٪، ومتوسط خصوصية 50٪، ومتوسط معدل تصنيف 93.33٪.

الكلمات المفتاحية: الجلوكوما، تجويف القرص البصري، القرص البصري، تجزئة، نسبة تجويف القرص البصري /القرص البصري ، نسبة الحافة/القرص البصري ، الفرق بين المسافتين العليا والسفلى في الحافة ، ellipse fitting , LPE, K-means , التحقق من صحة K-PPV .

TABLE DES MATIERES

Dédicace.....	I
Remerciement.....	III
Résumé.....	IV
Table des matières.....	VII
La liste des abréviations.....	XIII
La liste des figures.....	XV
La liste des tableaux.....	XIX
Introduction générale.....	XX

Chapitre I : l'aspect médical

I.1 Introduction	1
I.2 L'anatomie de l'œil	1
I.2. 1 Sclérotique ou sclère	2
I.2. 1 .1) Les muscles oculomoteur	2
I.2. 1 .2) Les paupières et le système lacrymal	3
I.2. 1.3) La conjonctive	3
I.2.1 .4) La cornée.....	3
I.2. 2 La choroïde	4
I.2. 2.1) L'iris.....	4
I.2. 2.2) Pupille	4

VIII

I.2. 2.3) Corps ciliaire	4
I.2. 2.4) L'humeur aqueuse.....	4
I.2. 2.5) Cristallin.....	4
I .2.3 Tissus sensoriels ou la rétine	5
I.2.3.1) La rétine centrale	5
I.2.3.2) La rétine périphérique	5
I.2.3.3) Le nerf optique	6
I.2.3.4) Corps vitré.....	6
I.2.3.5) La papille optique.....	6
I.2.3.5.1) L'anatomie descriptive macroscopique à partir de l'aspect de la papille à l'examen du fond d'œil.....	6
I.3 Maladies de l'œil.....	7
I.3 .1 Hypermétropie.....	7
I.3 .2 Astigmatisme.....	8
I.3 .3 Le glaucome.....	8
I.3 .3.1) Définition.....	8
I.3 .3.2) Les causes d'une pression intraoculaire élevée.....	9
I.3 .3.3) La papille glaucomateuse.....	9
I.3 .3.4) Excavation glaucomateuse.....	10
I.3 .4 Les différentes formes du glaucome.....	11
I.3 .4.1) Le glaucome primaire à angle ouvert :(G PAO).....	11
I.3 .4.2) Glaucome secondaire à angle ouvert.....	12
I.3 .4.3) Glaucome à angle fermé.....	12

I.3 .4.4) Le glaucome chez l'enfant.....	13
I.3 .4.5) Glaucome congénitale.....	13
I.3 .5 Les symptômes.....	14
I.3 .6 Les facteurs de risque.....	14
I.3 .7 Les stades cliniques du glaucome.....	16
I.3 .7 Epidémiologie.....	17
I. 3 .8 Dépistages.....	17
I. 3 .9 Diagnostic.....	18
I .3 .9.1) Les examens cliniques.....	18
I .3 .9.1.1) L'examen de fond d'œil.....	19
I .3 .9.1.2) La mesure de la pression intraoculaire.....	19
I .3 .9.1.3) L'examen de l'angle irido-cornéen.....	20
I .3 .9.2) Les examens complémentaires.....	20
I .3 .9.2.1) L'examen du champ visuel.....	20
I .3 .9.2.2) La tomographie par cohérence optique (OCT)	21
I .3 .9.2.3) Pachymétrie.....	22
I .3 .10 Les traitements.....	22
I .3 .10.1) Les gouttes ophtalmiques (collyres).....	23
I .3 .10.2) Les médicaments par voie orale.....	23
I .3 .10.3) La chirurgie classique.....	23
I .3 .10.4) Traitement au laser.....	23
I.4 Conclusion.....	23

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

II.1 Introduction.....	24
II.2 Les étapes principales d'une chaîne de traitement d'image.....	24
II.2.1 Définition d'une image.....	25
II.2.1.1) Représentation des images numériques.....	25
II.2.2 Prétraitement	25
II.2.2.1) Opérateurs point à point.....	25
II.2.2.1.1) Expansion de la dynamique.....	26
II.2.2.1.2) Egalisation d'histogramme.....	27
II.2.2.1.3) Inversion (négatif).....	27
II.2.2.2) Opérateurs locaux	28
II.2.2.2.1) Filtrage linéaire.....	28
II.2.2.2.1) Filtrage non linéaire.....	29
II.2.2.3) Opérateurs morphologiques	29
II.2.2.3.1) Cas ensembliste	29
II.2.2.3.1.1) Dilatation	29
II.2.2.3.1.2) Érosion.....	30
II.2.2.3.1.3) Transformation en tout ou rien	30
II.2.2.3.1.4) Ouverture	31
II.2.2.3.1.5) Fermeture	31
II.2.2.3.2) Extension aux fonctions.....	32
II.2.2.3.2.1) Gradient morphologique.....	32

II.2.2.3.2.2) Laplacien morphologique.....	33
II.2.2.3.2.3) Chapeau d haut de forme	33
II.2.3 La segmentation.....	33
II.2. 3.1) Approche contour.....	35
II.2. 3.2) Approche région.....	36
II.2.4 Extraction des caractéristiques.....	39
II.2.5 La classification	41
II.2.5.1) Définition.....	41
II.2.5.2) Principes de la classification	41
II.2.5.3) Les phases de classification	41
II.2. 5.3.1) Phase d'apprentissage	41
II.2. 5.3.1.1) Les modes d'apprentissage	47
II.2. 5.3.2) Phase de test	47
II.6 Conclusion.....	48

Chapitre III : Méthodes et Résultats.

III.1 Introduction.....	49
III.2 Organigramme proposé pour la détection et la classification du glaucome	49
III.3 Base de données.....	49
III.3.1 MESSIDOR.....	50
III.3.2 DRIONS-DB	50
III.3.3 Des images de vérité terrain	51
III.4 Etat de l'art.....	51
III.5 Segmentation du disque optique et du cup.....	54

III.5.1	Détection de la région d'intérêt	54
III.5.2	Segmentation du Disque Optique.....	55
III.5.2.1)	Augmentation de contraste.....	56
III.5.2.2)	Homogénéisation de la région du disque optique.....	56
III.5.2.3)	Extraction de la région du Disque Optique	56
III.5.2.4)	Détection du contour du Disque Optique.....	57
III.5.3	Segmentation du cup	58
III.5.3.1)	Prétraitement	58
III.5.3.2)	Elimination du Réseau Vasculaire	59
III.5.3.3)	Application de l'algorithme k-means	60
III.5.3.4)	Extraction du Cup	60
III.5.4	Les résultats de segmentation du disque et du cup.....	61
III.5.5	Lissage du contour de disque et de cup optique (ellipse fitting)	63
III.6	Extraction de rim optique.....	64
III.6.1	Les résultats d'extraction du rim optique.....	65
III.7	Sélection des paramètres.....	65
III.7.1	Détermination du rapport cup/disque.....	65
III.7.2	Détermination du rapport rim/disque	66
III.7.3	La variation de la largeur de la jante neurorétinienne	66
III.7.4	La sommation entre le rapport cup/disque et la différence.....	67
III.8	Classification.....	67
III.8.1	la validation croisée pour le Classifieur du k plus proches voisins (K-PPV).....	68
III.9	Résultat et discussion.....	69
III.9.1	Résultat.....	69

XIII

III.9.2 Discussion.....	74
III.10 Interface graphique.....	75
III.11 Conclusion.....	76
Conclusion générale.....	77

LA LISTE DES ABREVIATIONS

ACP : l'Analyse en Composantes Principales.

ANR : Anneau Neuro-Rétinien.

CDR : Cup to Disc Ratio ou rapport tasse sur disque.

DO: Disque Optique.

DRIONS-DB : Digital Rétinal Images pour la Base de Données de Segmentation du Nerf Optique.

EM : Œdème Maculaire.

ES: Élément Structurant.

FCM: Fuzzy C-Mean Clustering.

FDT: Frequency Doubling Technology.

IS : Inferieur, Supérieur.

ISNT: Inferieur, Supérieur, Nasal, Temporel.

KNN: K Nearest Neighbor.

KPPV: K Plus Proche Voisins.

LPE : la Ligne de Partage des Eaux.

LUT: Look Up Table.

MESSIDOR: Méthodes d'Evaluation de Systèmes de Segmentation et d'Indexation Dédiées à l'Ophtalmologie Rétinienne.

MLP : Multi layer perceptron.

MSE : Mean Squared Error ou l'erreur quadratique moyenne.

MM : Morphologie Mathématique.

NG : Niveau de Gris.

NRR : la jante Neuro-Rétinienne Rim.

OCT: Optical Coherence Tomography ou tomographie par cohérence optique.

PAOG : Glaucome Primaire à Angle Ouvert.

PIO : Pression Intraoculaire.

PMC : Perceptron Multicouches.

XV

PSNR : Peak Signal to Noise Ratio ou le rapport signal sur bruit.

RD : Rétinopathie Diabétique.

RDR : Rim to Disc Ratio ou rapport rim sur disque.

RGB : espace Rouge, Green ou vert, Bleu.

RNA : Réseau de Neurones Activation.

ROI : Region Of Interest ou région d'intérêt.

SVM : Support Vector Machines.

UV : Ultra Violet.

LA LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : les composants d'œil humain.....	1
Figure I.2 : les muscles oculomoteurs.....	2
Figure I.3 : le système lacrymal.....	3
Figure I.4 : schéma de la rétine	5
Figure I.5 : papille optique.....	7
Figure I.6 : règle ISNT.....	7
Figure I.7 : astigmatisme.....	8
Figure I.8 : hypermétropie.....	8
Figure I.9 : glaucome et PIO	9
Figure I.10 : les visions du glaucome	9
Figure I.11 : papille normale.....	10
Figure I.12 : neuropathie optique.....	10
Figure I.13 : excavation optique.....	11
Figure I.14 : excavation glaucomateuse.....	11
Figure.15 : glaucome à angle ouvert, glaucome à angle fermé.....	14
Figure I.16 : les intervalles de la pression intraoculaire PIO.....	17
Figure I.17 : examens fond d'œil.....	19
Figure I.18 : le tonomètre.....	19
Figure I.19 : la gonioscopie.....	20
Figure I.20 : champ visuel.....	21
Figure I.21: l'OCT.....	21
Figure I.22 : pachymétrie.....	22

XVII

Figure II.1 : les étapes principales d'une chaîne de traitement d'image.....	24
Figure II.2 : exemples de courbes de transfert.....	26
Figure II.3 : la courbe tonale correspondant à l'expansion de l'histogramme.....	27
Figure II.4 : la courbe tonale correspondant à L'égalisation d'histogramme.....	27
Figure II.5 : la courbe de transfert d'une fonction d'inversion.....	28
Figure II.6 : (a) image originale(en noir: l'objet; en blanc: le fond) (b) dilatation avec SE carré de taille3x3;(c) érosion par un carré de taille3x3.....	30
Figure II.7: ouverture avec un SE carré de taille 3x3.....	31
Figure II.8: fermeture avec un SE carré de taille 3x3.....	31
Figure II.9: evolution du contour actif.....	36
Figure II.10: le processus d'un algorithme de croissance de région.....	37
Figure II.11: principe de la segmentation par division-fusion.....	38
Figure II.12: principe de la LPE.....	38
Figure II.13: illustration de la LPE.....	39
Figure II.14 : hyperplan optimal séparant les points de deux classes est celui qui passe «Au milieu : ces classes.....	42
Figure II.15 : le fonctionnement de réseau MLP.....	43
Figure II.16 : evaluation de l'erreur.....	45
Figure II.17 : principe de classification par KNN : Le candidat A est classé vrai positif, Le candida Best classé faux positif.....	46
Figure III.1 : organigramme de détection et classification du glaucome dans les images rétiniennes.	49
Figure.III.2 : exemples des images de la base de donnée MESSIDOR ;(a) : non glaucome, (b) : glaucome.....	50

XVIII

Figure.III.3 : exemples des images de la base de donnée DRIONS-DB ;(a) : non glaucome, (b) : glaucome.....	51
Figure.III.4 : exemples des images de vérité terrain;(a) : non glaucome, (b) : glaucome.....	51
Figure.III.5 : organigramme de segmentation du cup et disque optique.....	54
Figure.III.6 : détection de la région d'intérêt ; (a) : Image originale ;(b) : Sélection de la région d'intérêt.....	55
Figure. III.7 : organigramme de segmentation du disque optique.....	55
Figure.III.8: augmentation de contraste ;(a) : canal vert ;(b) : filtre médian.....	56
Figure.III.9 : homogénéisation de la région de disque optique ; (c) : fermeture morphologique ; (d) : ouverture par reconstruction.....	56
Figure.III.10 : image résultante après seuillage.....	57
Figure.III.11 : Segmentation de la papille par la transformation LPE; (a) : la fonction distance ; (b) : superposition des marqueurs sur l'image originale; (c) : le gradient morphologique; (d) : résultat de la superposition de la LPE sur l'image originale.....	57
Figure.III.12 : organigramme de segmentation du cup.....	58
Figure.III.13 : etape de Prétraitement ;(a) : Canal de luminance L ;(b) : Egalisation adaptative d'histogramme ; (c) : filtre médian	59
Figure.III.14 : elimination du réseau vasculaire Par Fermeture morphologique.....	60
Figure III.15 : détection du cup en utilisant l'algorithme K-means.....	60
Figure III.16 : segmentation de l'excavation par K-means. (a) : la binarisation ;(b): image marqueur (c) : reconstruction par dilatation ;(d) : seuillage de l'image reconstruite; (e) : extraction du cup.....	61
Figure.III.17 : 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.....	62

XIX

Figure.III.18 : résultat de l'ellipse fitting (a): ellipse fitting pour le disque optique ;(b) : ellipse fitting pour le cup.....	64
Figure.III.19 : région de la bordure segmentée.....	65
Figure.III.20 : estimation clinique de la règle ISNT.....	65
Figure.III.21 : extraction du Rim ;(a, d, g, j, m, p, s) : sous images.....	65
Figure.III.22 : les largeurs supérieures et inférieures du bord de la jante neuro-rétinienne.....	67

LA LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1 : les stades du glaucome.....	16
Tableau II.1 : quelques caractéristiques géométriques.....	40
Tableau II.2 : les définitions des grandeurs VP, VN, FP et FN.....	48
Tableau.III.1 : le taux de précision de la méthode de segmentation du disque et du cup et rim.....	70
Tableau.III.2 : Les résultats des paramètres calculés pour l'identification du glaucome dans un ensemble d'images couleur de la rétine.....	71
Tableau.III.3.la matrice de confusion.....	74

Introduction générale

Aujourd'hui l'imagerie médicale est, grâce à l'apparition d'ordinateurs de plus en plus performants, l'un des champs d'application privilégiés des techniques de l'analyse numérique d'image. Cette dernière constitue l'un des moyens les plus importants qu'utilise l'homme pour communiquer avec autrui. C'est un moyen de communication universel dont la richesse du contenu permet aux êtres humains de tout âge et de toute culture de se comprendre. Chacun peut analyser l'image à sa manière, pour en dégager une impression et d'en extraire des informations précises.

De ce fait, le traitement d'images est l'ensemble des méthodes et techniques opérant sur celles-ci, dans le but de rendre cette opération possible, plus simple, plus efficace et plus agréable, d'améliorer l'aspect visuel de l'image et d'en extraire des informations jugées pertinentes. Les domaines d'applications du traitement d'images sont très nombreux comme le domaine industriel, militaire, la robotique mobile jusqu'au multimédia mais le domaine médical c'est le principal dans le but de réaliser un diagnostic, de guider un geste thérapeutique, tel qu'une ponction, ou de suivre à moyen terme les résultats d'un traitement.

L'analyse de l'image fait appel à la segmentation qu'est leur étape critique d'image conditionne la qualité des mesures effectuées ultérieurement. Elle permet d'isoler dans l'image les objets sur lesquels doit porter l'analyse, de séparer, dans une image, les régions d'intérêt du fond .il existe plusieurs techniques pour l'appliquer.

Autre outil que la segmentation propose des méthodes d'extraction d'entités à partir d'image est la classification. Elle est définie comme une analyse qui tente de classer les caractéristiques d'une image, utilise les éléments de l'interprétation visuelle pour identifier des groupes homogènes de pixels qui représentent des classes intéressantes de surface. La classification numérique des images utilise l'information spectrale contenue dans les valeurs d'une ou plusieurs bandes spectrales pour classifier chaque pixel individuellement.

Dans ce travail on s'intéresse par l'étude des images de fond d'œil à l'aide d'un programme informatique marche avec la technologie qui a toujours joué un rôle important en matière de santé visuelle. De nos jours, pratiquement tous les aspects de la vision sont rattachés à un produit ou à une intervention. Ce programme permet une nouvelle conception du diagnostic, ignorant les contraintes et

les défaillances humaines et mettant au service de l'ophtalmologiste praticien pour chaque cas une réponse pertinente, précise et exhaustive tenant compte de toutes les connaissances acquise et le diagnostic classique sera informatique mais sans ignorer ou remplacer l'ophtalmologiste.

Il existe de nombreuses maladies de l'œil. Chaque partie anatomique de cet organe peut présenter un désordre et causer un trouble oculaire, pour ce la on travaille sur le glaucome qui un regroupement de maladies oculaires caractérisées par dégénérescences et une excavation progressive de la tête de nerf optique cette neuropathie s'associe à une perte graduelle des champs visuelles périphériques relié à la sévérité de l'atteinte des tissus. Le glaucome est une maladie insidieuse et, le plus souvent indolore. Une quantité substantielle de tissus nerveux peut dégénérer avant que le patient souffre d'une atteinte mesurable de ces champs visuels. Il peut éventuellement mener à une cécité suite à la perte des champs visuels périphériques et centraux. L'élévation de la pression intraoculaire (PIO) est un facteur de risque plus important du glaucome. D'après l'organisation mondiale de la santé le glaucome représente l'une des premières causes de la mal voyance irréversible, il affecte de 1% à 3% de population du monde occidental de plus de 40 ans. La fréquence de la maladie croit avec l'âge, passant de 2% chez les personnes de plus de 40 ans à 5% chez les sujets de plus de 65 ans et 10% chez ceux de plus de 80 ans. On estime que plus de 400 000 au Canada dont 70 000 personnes au Québec en sont atteintes. En France, on estime que plus de 1 000 000 de personnes sont atteintes par cette maladie des yeux dont la moitié l'ignore et plus de 3 000 000 du Nord Américains seraient atteints du glaucome. Plusieurs études confirment que les gens de race noire sont atteints de glaucome avec une prévalence de 4 à 16 fois plus élevée que celle des gens de race blanche sans que l'on sache pourquoi.

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. Ainsi, outre l'élévation de la pression intraoculaire. Actuellement et avec le développement il est possible de prendre autres critères pour faciliter et confirmer le diagnostic. Nous avons choisi 4 critères principaux pour faire notre étude.

On débute par le rapport cup/disque qui est la taille de l'excavation rapportée à la papille. Ce signe traduit la souffrance de nerf optique normalement de 0.3 augmente et ce d'autant que la maladie évolue depuis longtemps, plus la valeur proche de 1 plus il est dommage. Le plus grand malentendu dans

l'évaluation du disque de glaucome est que si un patient a un faible rapport CDR, il ne peut pas avoir de glaucome ou qu'un grand rapport signifie le glaucome. Il est important de se rappeler que la taille du disque optique et le cup sont interdépendantes. Ainsi un disque normal et grand aura un grand cup et un petit disque normal aura un petit cup. Cela signifie qu'il est possible pour un patient avec un petit disque optique et un petit rapport CDR tel que 0.3 d'avoir une neuropathie optique glaucomateuse, alors qu'un rapport de 0.7 dans un grand disque peut être normal.

Deuxième critère c'est le rapport rim/disque de nature clinique et technologique dans l'approche diagnostique du glaucome. Il représente une valeur décimale fractionnaire obtenue en divisant la surface de l'anneau neurorétinien par la surface de disque optique plus la valeur proche de 1, l'apparence de disque est meilleure. Il peut être calculé comme des diamètres verticaux comme pour le rapport cup /disque CDR. La surface moyenne de la jante neurorétinienne rim NRR est de 1.4 à 2 mm^2 peut diminuer avec l'âge. Sa taille est en corrélation avec la zone du disque, plus le disque est grand plus la jante est grande c'est-à-dire, si le rapport RDR augmente, le rapport CDR sera diminuer et le diagnostic devenu plus claire.

Troisième critère qu'est le plus récent parmi les deux précédents s'appelle la variation de la largeur de la jante neurorétinienne IS (inférieur, supérieur) qui définit comme la différence entre la partie supérieure et inférieure de la jante NRR. Dans le nerf optique normal le bord de disque est généralement la partie la plus épaisse suivi de la jante supérieure puis des régions temporelle et nasale c'est la règle ISNT. Au début du glaucome, la partie inférieure est habituellement affectée d'abord, la jante supérieure étant proche de la seconde, le prochain tissu à endommager est généralement le bord temporel et la jante nasale c'est la dernière. Donc la valeur de la largeur change avant et après le glaucome ce qui facilite la détection de neuropathologie glaucomateuse.

On termine par le critère qui encore très récent né de la sommation entre le rapport CDR et la différence entre les partie supérieure et inférieure de la jante. Il comporte comme le CDR pour les valeurs qui indiquent l'existence du glaucome.

Pour une meilleure explication, on réparti notre travail en trois chapitres, comme suite :

Le premier chapitre : l'aspect médical débute par une petite introduction, l'anatomie de l'œil ; ainsi quelques maladies affectent l'œil, puis les éléments de compréhension du glaucome aussi bien sur le plan clinique qu'épidémiologique et on termine par les principaux traitements médicaux et chirurgicaux du glaucome.

Le deuxième chapitre : les opérateurs de traitement du glaucome nous présentons la méthodologie sur la quelle se base cette étude concernant les prétraitements appliqués pour améliorer la qualité de l'image et facilite le travail, ainsi que des différentes méthodes de segmentation en utilisant l'opération morphologique ligne de partage des eaux LPE et encore les approches de classification, on s'intéresse par l'algorithme k-means clustering et l'algorithme de la validation croisée pour le classifieur de K plus proche voisins KPPV ou KNN.

Le troisième chapitre : méthode et résultat c'est le chapitre le plus important dans notre mémoire, il montre les méthodes proposées de détection et de classification du glaucome pour réaliser un algorithme aide au diagnostic d'une part ; d'autre part, les résultats obtenus qui reflètent l'efficacité de cet algorithme. Les travaux de cette étude sont divisés à la segmentation du cup optique par l'algorithme k-means clustering ,la détection du disque optique avec la transformation de ligne de partage des eaux LPE , ainsi que l'ellipse fitting pour les deux régions segmentées dans le but d'obtenir un contour exact, l'extraction de la jante NRR à partir de la soustraction entre le disque optique et le cup optique. Ces régions sont segmentées pour mesurer les rapports précédents sont ensuite utilisés pour le diagnostic et le dépistage du glaucome.

Finalement, nous finissons le travail par une conclusion générale possède la discussion des résultats réalisés. Nous présentons aussi quelques perspectives s'inscrivant dans la continuité de ce travail de recherche.

Chapitre I :

L'aspect Médical

I.1 Introduction

La vue est le plus sollicité de nos 5 sens. Elle est essentielle pour intégrer et apprécier le monde qui nous entoure, pour communiquer avec les autres, admirer ses proche, contempler la nature, observer un tableau, lire un livre se déplacer, travailler...etc. la vue est bien précieux l'œil en est le premier vecteur directement relié au cerveau. Donc on va présenter dans ce chapitre l'anatomie d'œil, les différentes maladies qu'ils le touche et plus précisément le glaucome qui est la 2eme cause de cécité dans le monde avec leurs facteurs de risque, leurs types, diagnostic et tous ce qui concerne.

I.2 L'anatomie de l'œil

L'œil humain est un globe de 2.2 à 2.5centimètres de diamètre qui pèse entre 7 et 8 gramme .il est mobile grâce à 6 muscles extraoculaires et est constitue d'une vingtaine d'organes vivants tous essentiel pour voir correctement. Ce globe oculaire permet de percevoir les couleurs, les formes et les positions. Il capte la lumière 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. [1]

L'appareil visuel est constitue de différents organes :

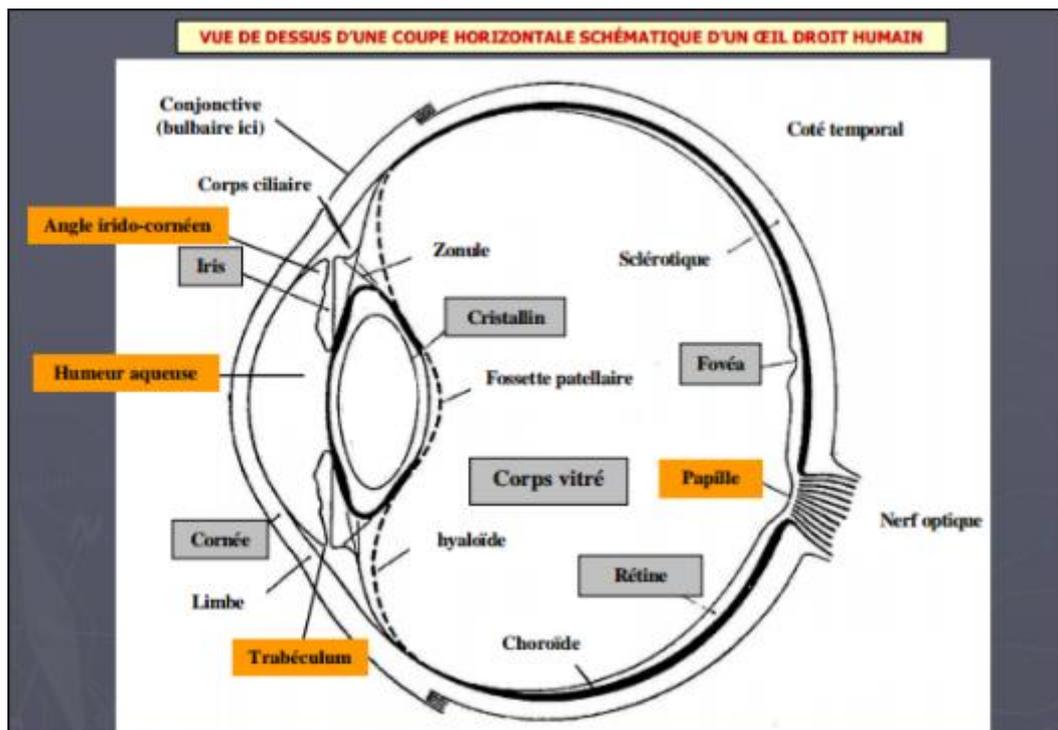


Figure I.1 : les composants d'œil humain.

L'œil est une sphère remplie de liquide et constituée de 3 couches successives à l'image de **poupées russes** :

I.2. 1 *Sclérotique ou sclère*

La couche externe de l'œil c'est une enveloppe résistante de la couleur blanche sur cette tunique que viennent de fixer :

I.2. 1.1) *Les muscles oculomoteur*

Permettant la motilité de l'œil, c'est-à-dire les mouvements des yeux vers le haut, le bas, droite et gauche.

- Le muscle oculomoteur droit externe : permet principalement d'orienter l'œil vers la tempe mouvement appelé l'abduction.
- Le muscle oculomoteur droit inférieur : permet principalement d'orienter l'œil vers le bas (abaissement du regard).
- Le muscle oculomoteur droit interne : permet d'orienter l'œil vers le nez mouvement appelé l'adduction.
- Le muscle oculomoteur droit supérieur : permet d'orienter l'œil vers le haut (élévation de regard).
- Le muscle oculomoteur grand oblique : permet une rotation de l'œil sur lui même vers le nez (l'intorsion) de sa situation anatomique résulte également une adduction et un abaissement de regard.
- Le muscle oculomoteur petit oblique : permet une rotation de l'œil sur lui même vers la tempe de sa situation anatomique résulte également une abduction et une élévation de regard. [1]

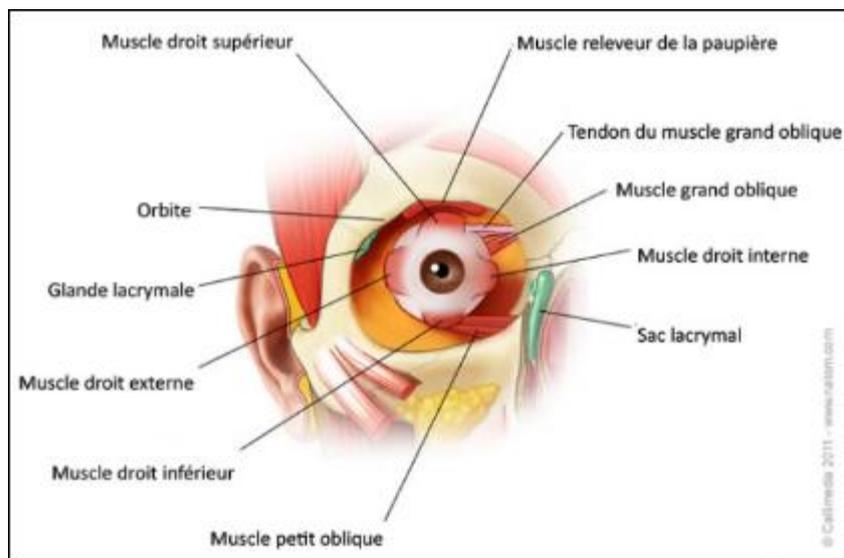


Figure I.2 : les muscles oculomoteurs.

I.2. 1 .2) Les paupières et le système lacrymal

Qui protègent et nourrissent la partie externe de l'œil :

- Le système lacrymal : est l'ensemble des organes qui permettent de produire et d'évacuer les larmes cette eau salée protège l'œil en l'hydratant et éliminant les impuretés. par ailleurs, de par leur composition, les larmes ont un rôle nourricier pour la cornée. Les larmes sont produites dans les glandes lacrymales qui se situent sous les paupières supérieures. Cette solution saline rejoint l'œil par les canalicules excréteurs. Elle est répartie sur toute la surface de l'œil grâce au clignement des paupières. [1]

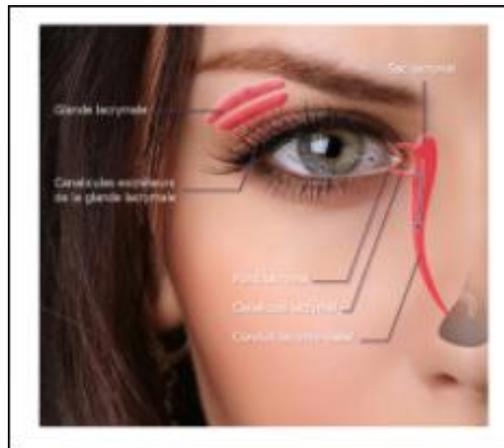


Figure I.3 : le système lacrymal.

I.2. 1 .3) La conjonctive

Muqueuse transparente tapissant la partie externe de l'œil et la face interne des paupières.

I.2. 1 .4) La cornée

En avant de l'œil, la sclérotique fait place à un **hublot** transparent la **cornée** entourée de l'enveloppe externe de l'œil, la sclère qui est reconnaissable par sa couleur blanche. En arrière de la cornée se trouve l'iris et la pupille. La cornée fait entre 0.55 et 0.8 mm d'épaisseur, sa forme est comparable à une lentille de contact. Elle est très richement innervée d'où une grande sensibilité (douleur au contact). Nous possédons un réflexe naturel appelé **réflexe cornéen** caractérisé par un clignement brusque des paupières pour les fermer et ainsi protéger l'œil. Leur transparence permet de laisser passer la lumière pour obtenir la vision. Elle contribue pour deux tiers à la puissance totale de l'œil, filtre une partie des UV et nourrie par les larmes qui sont renouvelées par les battements des paupières. [1]

I.2. 2 *La choroïde*

C'est une fine enveloppe très vascularisée. Opaque, elle permet l'obscurité totale à l'intérieur de l'œil comme dans une chambre noire d'un laboratoire photographique. Il se termine par l'iris. [1]

I.2. 2.1) *L'iris*

Du grec **arc en ciel** situé devant le cristallin et en arrière de la cornée, facilement reconnaissable par sa teinte. L'iris se dilate ou se contracte par réflexe naturel pour adapter l'œil à son environnement lumineux. Sa couleur dépend de l'épaisseur des lamelles pigmentaires radiaires. [1]

I.2. 2.2) *Pupille*

C'est le rond (trou) noir au centre de l'iris, le diamètre de cette ouverture oscille entre 2 et 8 mm suivant le sujet, l'âge, distance de vision et en fonction de la lumière pour réguler la quantité de lumière qui pénètre dans l'œil. Si la lumière est forte la pupille devient petite, en cas d'obscurité, la pupille devient grande pour capter plus de lumière. [1]

I.2. 2.3) *Corps ciliaire*

Plus à l'intérieur, la choroïde se prolonge pour constituer le corps ciliaire au tour du cristallin. Le corps ciliaire supporte les muscles ciliaires qui participent à l'accommodation et les procès ciliaires qui produisent l'**humeur aqueuse**. [1]

I.2. 2.4) *L'humeur aqueuse*

Un liquide transparent qui remplit la partie avant de l'œil entre la cornée et le cristallin et qui transporte des éléments nutritifs pour ces organes. L'humeur aqueuse se renouvelle constamment par un mécanisme de production et d'élimination, elle régule ainsi la pression oculaire. [1]

I.2. 2.5) *Cristallin*

Organe de forme biconvexe situé derrière l'iris, et suspendu au corps ciliaire par la zonule. Normalement transparent, il représente un tiers de puissance totale de l'œil, la cornée fournissant les deux autres tiers et il absorbe une partie des UV protégeant ainsi la rétine. [1]

I.2.3 Tissus sensoriels ou la rétine

Membrane fine et transparente tapissant le fond de l'œil destinée à recevoir les impressions lumineuses qui délivrent la vision. Cette tunique nerveuse est constituée de 10 couches : 4 couches de cellules visuelles qui permettent la réception de la lumière, puis 6 autres couches permettant sa transmission vers le cerveau par le nerf optique. La rétine se caractérise par deux rétines **centrale** et **périphérique**.

I.2.3.1) La rétine centrale

Se trouve dans l'axe de vision avec plus précisément **la macula** qui est le centre de la rétine située au fond d'œil, exempte de capillaires sanguins. Cette zone est aussi appelée **tache jaune** de part sa couleur liée à un pigment jaune nommé xatophylle. La macula est uniquement composée de photorécepteurs visuels appelés **cônes** et au centre de la macula se trouve **la fovéa**.

- Les cônes : Des cellules visuelles de la rétine responsable de la précision de vision des couleurs et la vision diurne (de jour). Les cônes sont au nombre de 6 à 7 millions par œil avec une concentration plus forte dans la zone maculaire responsable de la vision centrale, le centre du champ visuel permet de lire, écrire, observer...etc.
- Fovéa : Une petite zone de 1.5 mm de diamètre, elle contient environ 50 000 cônes qui stimulés par la lumière, permettent d'obtenir la meilleure précision de la vision. [1]

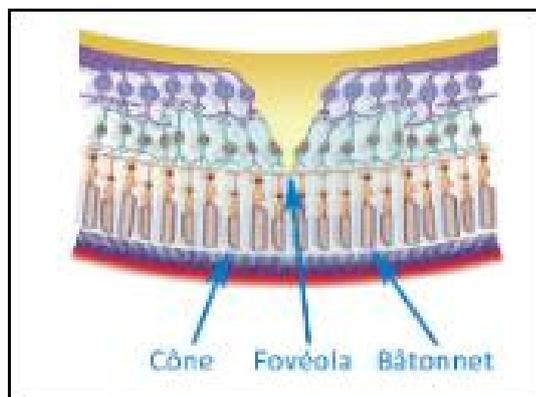


Figure I.4 : schéma de la rétine.

I.2.3.2) La rétine périphérique

Elle est chargée de détecter les informations dans la totalité du champ de vision, les mouvements, la vision moins précise. Cette rétine est essentiellement pour la vision nocturne grâce aux photorécepteurs appelés **bâtonnets**. [1]

Chapitre I : l'aspect médical

- Bâtonnets: Des cellules photoréceptrices de la rétine spécialisée dans la réception lumineuse de basse intensité, ils sont responsables de la vision dans l'obscurité et de nuit. Chaque œil compte 130 à 150 millions de bâtonnets contre 6 ou 7 millions de cônes. [1]

I.2.3.3) *Le nerf optique*

Au fond de l'œil, légèrement décentré par rapport à l'axe central de l'œil. Le nerf optique second nerf crânien, ce cordon cylindrique de 5 mm de diamètre de longueur totale, il contient près d'un million de fibres optiques myélinisées. Le nerf optique rattaché à la rétine. Il permet de transférer les informations visuelles de la rétine au cerveau. [1]

I.2.3.4) *Corps vitré*

C'est un tissu conjonctif transparent, il entoure par une membrane appelé hyaloidienne. Il est un matériau de remplissage et le premier constituant de l'œil, son rôle de maintenir la rigidité du globe oculaire et maintenir la rétine en place bien collée contre le fond du globe oculaire. [2]

I.2.3.5) *La papille optique*

Dite **tache aveugle**, origine du nerf optique situé au fond de l'œil sur la rétine c'est là que se réunissent les fibres optiques issues de la rétine. La papille optique ou a la forme d'un disque de 1.5 mm de diamètre, plus pale que le reste de la rétine et légèrement saillant, surtout le côté nasal. L'examen du fond d'œil permet de voir très facilement la papille même en l'absence de dilatation pupillaire. [3]

I.2.3.5.1) *L'anatomie descriptive macroscopique à partir de l'aspect de la papille à l'examen du fond d'œil*

Le disque optique est accessible de face lors de l'examen du fond d'œil. La taille de la papille est très variable d'un individu à un autre, sa forme circulaire ou légèrement ovalaire à grand axe vertical. [4]

La région papillaire comprend, de dehors en dedans :

- Zone péri-papillaire (ou atrophie para papillaire) : Habituellement temporale et présente chez un grand nombre de sujets normaux. L'âge, le glaucome et la myopie peuvent augmenter la surface de cette atrophie.
- L'anneau scléral d'Esching : Paroi interne de l'anneau, apparaissant comme une ligne blanche épaisse, plus ou moins visible.

Chapitre I : l'aspect médical

- L'anneau neuro-rétinien (ANR) : Rose- orangé, regroupant les fibres optiques à l'entrée de canal scléral. Il est généralement plus épais dans le secteur inférieur que dans le secteur supérieur et plus épais en nasal qu'en temporal selon la règle ISNT.
- L'excavation papillaire : L'excavation signifie la forme perçue à l'examen de la paille, apparait quand il y a un espace vide causé par la disparition des fibres du nerf optique. Chez chaque individu les fibres nerveuses disparaissent progressivement à mesure qu'il vieillit chez un patient glaucomateux cette perte est accélérée. Quand les fibres sont progressivement endommagées l'excavation s'élargir. Il y aura souvent une symétrie entre la forme des excavations des deux papilles. [5]

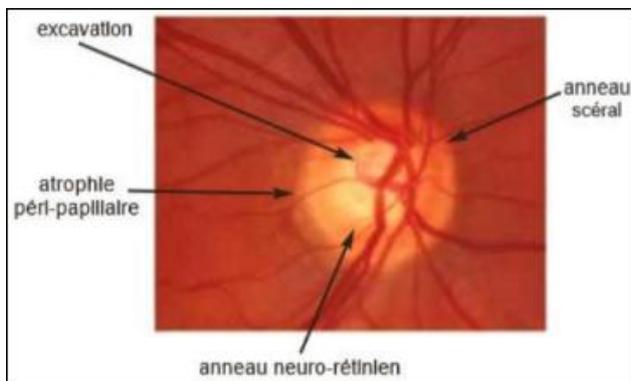


Figure I.5 : papille optique .

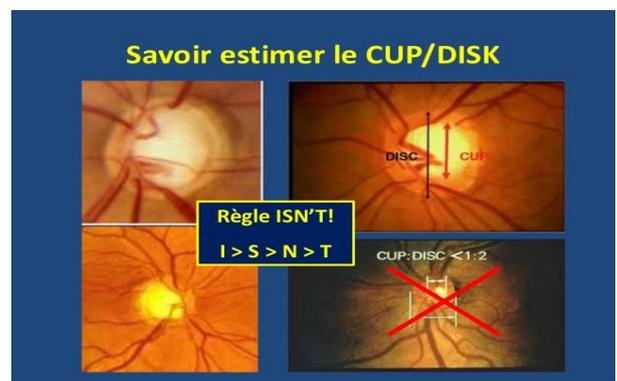


Figure I.6 : règle ISNT.

I.3 Maladies de l'œil

Il existe de nombreuses maladies de l'œil. Chaque partie anatomique de cet organe peut présenter un désordre et causer un trouble oculaire. Il est important pour le patient de bien comprendre la nature de son trouble oculaire afin de prendre bien soin de sa condition visuelle. Cela permet aussi dépister les signes indiquant une détérioration. On compte ces maladies :

I.3 .1 *Hypermétropie*

L'**hypermétropie** est l'inverse de la myopie, c'est-à-dire que l'œil n'est pas assez puissant ou qu'il est trop petit de sorte que l'image se focalise en arrière de la rétine. Selon l'âge et le degré de l'hypermétropie, un patient peut la compenser en accommodant, autrement dit, en augmentant la puissance de l'œil pour faire le focus. Certaines personnes dont l'hypermétropie n'est pas corrigée présentent des maux de tête et un malaise en raison de cet effort prolongé. Plus la personne vieillit, plus cette faculté d'accommodation diminue. L'hypermétrope voit habituellement mieux les objets éloignés que ceux rapprochés. À l'inverse de la myopie, on corrige ce trouble de la vision à l'aide de lentille positive. Les lunettes, les lentilles cornéennes, les lentilles intraoculaires peuvent corriger

l'hypermétropie. La chirurgie au laser peut aussi la corriger, mais le degré de correction est plus limité en cas de myopie. [6]

I.3 .2 Astigmatisme

Normalement, les courbures de la cornée et du cristallin sont similaires à celles d'une surface sphérique presque parfaitement ronde, comme un ballon de soccer. Chez les patients ayant de l'astigmatisme, la cornée et ou le cristallin ne présentent pas des courbures rondes, mais ressemblent plutôt à un ballon de football dont les extrémités seraient moins allongées. L'image reçue par la rétine est alors différente selon les axes de ce « ballon ». Il y a donc deux images différentes pour chaque axe d'astigmatisme. Il représente la différence entre l'axe le plus puissant et celui le moins puissant. Une fois de plus, il est possible de corriger ce trouble à l'aide de lunettes, de lentilles cornéennes, d'une intervention chirurgicale au laser et de lentilles intraoculaires. Les implants intraoculaires de type torique permettent de corriger l'astigmatisme cornéen après la chirurgie de la cataracte. [6]

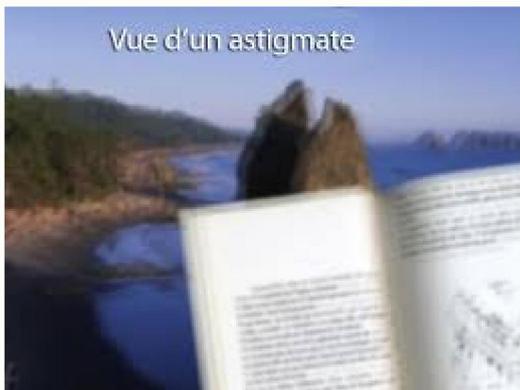


Figure I.7 : astigmatisme.

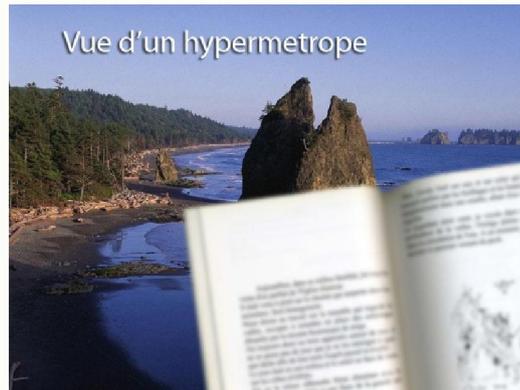


Figure I.8 : hypermétropie.

I.3 .3 Le glaucome

I.3 .3.1) Définition

Le terme de glaucome regroupe plusieurs affections caractérisées par une atteinte progressive du nerf optique. Dans le glaucome, les cellules nerveuses qui transmettent les informations lumineuses, sous forme d'impulsions nerveuses, de l'œil au cerveau disparaissent. La liaison de l'œil au cerveau est ainsi détruite petit à petit et le patient verra de moins en moins. Si rien n'est entrepris pour préserver les cellules nerveuses restantes, celles-ci finissent toutes par disparaître, ce qui aura pour conséquence de rendre le patient aveugle.

Chapitre I : l'aspect médical

Souvent, mais pas toujours, les affections qui sont responsables d'un glaucome s'accompagnent d'une augmentation de la pression intraoculaire. L'augmentation de la pression intraoculaire PIO représente donc un des facteurs de risque les plus importants dans l'apparition d'un glaucome. [7]

I.3 .3.2) Les causes d'une pression intraoculaire élevée

Il y a différents mécanismes qui peuvent faire augmenter la PIO. Le plus fréquent repose sur une perturbation de l'écoulement de l'humeur aqueuse.

Dans la partie antérieure de l'œil, il existe un espace dénommé chambre antérieure. Un liquide transparent (l'humeur aqueuse), qui nourrit les tissus adjacents, pénètre et sort continuellement de cette chambre. Ce liquide, produit par le corps ciliaire, s'écoule d'abord dans la chambre postérieure, qu'il quitte en passant par la pupille, pour arriver dans la chambre antérieure et quitter l'œil dans l'angle formé par le point de contact entre l'iris et la cornée en passant par un filtre appelé trabéculum . Quand ce liquide s'écoule facilement, la pression dans l'œil reste peu élevée. En revanche, si le trabéculum devient moins perméable, ou bien si l'iris s'appose contre lui, le liquide sort moins facilement de l'œil, et la pression peut devenir trop élevée.

Cependant la pression PIO n'est pas seule à jouer un rôle dans le développement d'un glaucome. Il y a nombre de patients, qui malgré une pression PIO normale (au-dessous de 21 mm Hg) développent des dommages glaucomateux typiques. On parle, dans ce cas là, de glaucome à pression normale. A l'inverse une augmentation de la pression intraoculaire (au-dessus de 21 mm Hg) ne doit pas obligatoirement déboucher sur des lésions glaucomateuses chez tout le monde. [8]

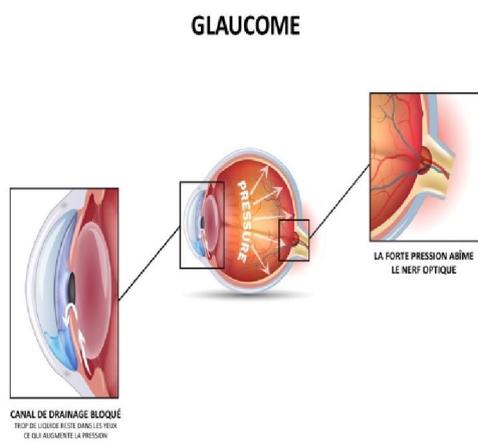


Figure I.9 : glaucome et PIO.



Figure I.10 : les visions du glaucome.

I.3 .3.3) La papille glaucomateuse

La papille optique ou disque optique est une sorte de **trou** rond ou ovale, dans lequel plus d'un million de fibres nerveuses passent au travers de **la lame criblée** une couche qui officie de passoire en

quelque sorte. Ces fibres nerveuses se regroupent ensuite derrière l'œil pour former le nerf optique qui va jusqu'au cerveau. Les fibres nerveuses convergent vers la papille optique passent par-dessus l'anneau scléral puis à la face interne de la papille. L'excavation de la papille (cup en anglais) correspond à la zone centrale de l'anneau neurorétinien. L'examen de la papille optique est l'élément clé qui permet d'identifier un glaucome. Dans le cas d'une papille glaucomateuse il y a élargissement généralisé ou focalisé de l'excavation, hémorragie papillaire se produise dans un rayon égal à un diamètre papillaire, amincissement de l'anneau neurorétinien généralement aux pôles supérieur ou inférieur, perte de la couche de fibres nerveuses et rapport cup/disc ≥ 0.7 . La mesure du ratio cup/disc vertical n'est pas suffisante à elle seule et peut même induire en erreur, car les papilles de petite taille auront une excavation de petite taille et donc ratio cup/disque plus petit. Il est donc important de consigner la taille de la papille en notant sa hauteur. Dans la plupart des populations, seulement 5% des personnes ne présentant pas de glaucome ont un ratio cup/disc ≥ 0.3 , l'épaisseur de l'anneau neurorétinien n'obéit pas à la règle ISNT (Figure I.6) et en fin la présence d'une atrophie pré-papillaire. [4]

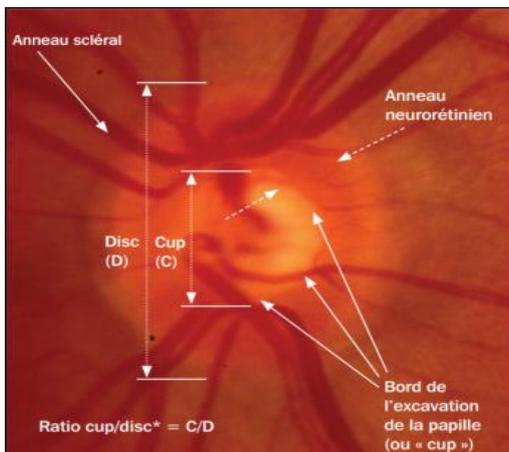


Figure I.11 : papille normale

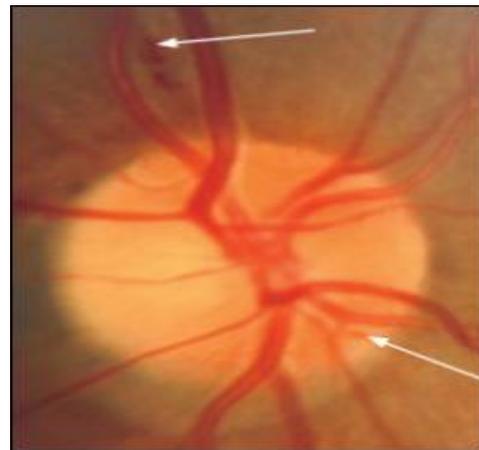


Figure I.12 : neuropathie optique

I.3 .3.4) Excavation glaucomateuse

Un nerf optique en santé contient une grande quantité de fibres nerveuses et l'excavation est minimale. Quand les fibres sont progressivement endommagées l'excavation s'élargit. Or, pour évaluer le pourcentage du nerf endommagé les médecins mesurent le diamètre de l'excavation versus le diamètre de la papille. Ce ration permet aux médecins mesurent de quantifier le nombre de fibres qui sont atteints par le glaucome. Un ratio normal est en dessous de 0.5 c'est-à-dire que le diamètre de l'excavation est 50% celui de la papille, vu que l'excavation ne progresse pas symétriquement les médecins vont souvent dessiner et prendre des photos du nerf glaucomateux pour documenter celui-ci

avec précision une augmentation de l'excavation ou de la perte de fibres nerveuses signalent un glaucome mal maîtrisé. Si le glaucome est présent uniquement dans l'œil, il y aura souvent une asymétrie entre la forme des excavations des deux papilles. Or l'asymétrie des deux excavations peut aider dans le diagnostic du glaucome. Quand la maladie est très avancée peut être complètement excavé, sans aucun fibre à l'intérieur dans ce cas le nerf apparaît très pale et la vision du patient très faible. Une progression de l'excavation peut aussi causer un changement de vaisseaux sanguins à l'intérieur du nerf optique et ceci est un indicateur important que le glaucome continue d'endommager le nerf optique. Un autre indicateur qui suggère la présence du glaucome est une hémorragie ou du saignement sur ou aux alentours du nerf optique ceci est vu fréquemment chez les patients qui ne sont pas contrôlés. [9]

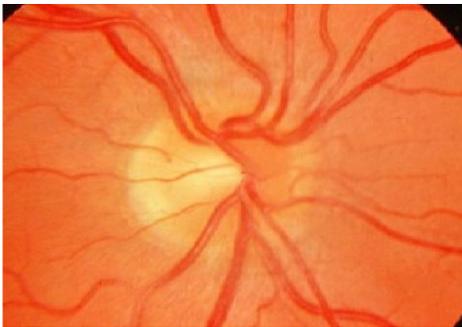


Figure I.13 : excavation normale.

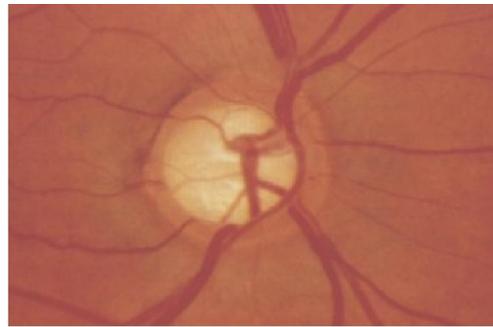


Figure I.14 : excavation glaucomateuse.

I.3 .4 Les différentes formes du glaucome

Il existe une multitude de formes de glaucome. On classifie en général le glaucome d'après la cause de l'élévation de la pression.

I.3 .4.1) *Le glaucome primaire à angle ouvert :(G PAO)*

Dans le glaucome primaire à angle ouvert, il s'agit d'une forme dans laquelle l'angle caméculaire est (ouvert), c'est-à-dire que l'humeur aqueuse a un accès au trabéculum. Le problème se situe dans le tissu du trabéculum lui-même, qui ne remplit plus correctement ses fonctions. A l'inverse du glaucome secondaire à angle ouvert, dans lequel on assiste, entre autre, à la déposition de matériel en provenance d'autres parties de l'œil, il s'agit ici d'une affection primaire du trabéculum. Il faut encore distinguer 2 formes de glaucome à angle ouvert : la première avec élévation de la pression intraoculaire et la seconde sans élévation de la pression intraoculaire, aussi appelé glaucome à pression normale. [7]

- Le GPAO à pression intraoculaire élevée : Il s'agit certainement de la forme la plus fréquente rencontrée dans la race blanche. Elle peut survenir dès l'âge de 40 ans. La pression intraoculaire

s'élève peu à peu et le patient ne remarque pas que son acuité visuelle baisse progressivement. Les dégâts sur le nerf optique sont hélas irréversibles. Ce qui signifie que, bien que nous disposions de moyens modernes, nous ne sommes pas en mesure de réparer un dommage subit par le nerf optique. [7]

- GPAO sans élévation de la pression intraoculaire : Le glaucome à pression normale, aussi appelé glaucome à « basse pression » se caractérise par une atteinte progressive du nerf optique et une altération du champ visuel alors que la pression intraoculaire demeure normale. Cette forme de glaucome n'est pas aussi rare qu'on le pensait précédemment. C'est au Japon avant tout que cette forme survient le plus fréquemment. [7]

I.3 .4.2) *Glaucome secondaire à angle ouvert*

On aborde ces différentes formes de glaucomes :

- Glaucome pigmentaire : Le glaucome pigmentaire est une forme de glaucome secondaire à angle ouvert, il est provoqué par une accumulation de matériel dans le trabéculum. Ce matériel provient de la face postérieure l'iris. Ce qui conduit dans un deuxième temps à boucher le système d'écoulement de l'humeur aqueuse. [7]
- Le glaucome pseudo-exfoliatif : L'ophtalmologue découvre chez environ 10 % de tous les suisses âgés de plus de 50 ans, un dépôt de substance blanche sur le cristallin. Ce matériel est en partie véhiculé par l'humeur aqueuse et transporté jusque dans le système d'écoulement de l'humeur aqueuse qui va se boucher avec le temps et provoquer une élévation de la pression intraoculaire. D'autre part il s'agit ici d'une substance qui est non seulement fabriquée dans le trabéculum mais également dans d'autres parties de l'œil et dans le reste de notre corps. La présence de cette substance semble indiquer une faiblesse dans le système de soutien de différentes parties d'organes. [7]
- Glaucome post-traumatique : Après blessure de l'œil, comme par exemple après un choc violent, une brûlure, une blessure par pénétration d'un corps étranger dans l'œil, un glaucome peut se développer. Ainsi il est primordial que les personnes ayant eut des blessures aux yeux se rendent régulièrement chez un ophtalmologue. La même précaution vaut pour les personnes ayant subit des opérations importantes à l'œil dans le passé. [7]

I.3 .4.3) *Glaucome à angle fermé*

Cette forme de glaucome se rencontre souvent chez les asiatiques et chez les hypermétropes. Chez les personnes présentant une tendance au glaucome à angle étroit, la chambre antérieure, (espace entre l'iris et la cornée) est moins profonde, respectivement plus plate, que dans la moyenne; comme mentionné ci-dessus le trabéculum se situe à l'angle où l'iris et la cornée se

Chapitre I : l'aspect médical

rejoignent. Cet angle mesure 45° chez la plupart des gens. Pour que l'humeur aqueuse puisse quitter l'œil, elle doit entrer en contact et passer au travers du trabéculum. Plus l'angle est étroit plus l'humeur aqueuse aura de peine à parvenir au trabéculum et à le traverser. De plus il faut ajouter qu'avec l'âge le cristallin s'agrandit, devient plus rigide et moins transparent. La possibilité pour l'humeur aqueuse de passer de la chambre postérieure à la chambre antérieure, entre l'iris et le cristallin grandissant, devient de plus en plus restreinte et comme l'humeur aqueuse est produite de façon constante, la pression s'élève en chambre postérieure. L'iris s'en trouve comprimé vers l'avant, ce qui contribue à fermer encore plus l'angle déjà rétréci. [7]

- La crise aiguë de glaucome : Contrairement au glaucome primaire à angle ouvert où la pression monte progressivement, dans le glaucome aigu à angle fermé la pression monte brusquement (en l'espace de quelques heures). Une crise de glaucome aigu est, dans la plupart des cas, très douloureuse et conduit en cas de pression très élevée à des maux de tête, des vertiges et des vomissements. Les douleurs peuvent irradier dans d'autres parties du corps (maux de tête et douleurs abdominales), de plus l'œil devient rouge, la pupille se déforme et ne réagit plus à la lumière, la cornée gonfle ce qui trouble la vision du patient. [7]

I.3 .4.4) *Le glaucome chez l'enfant*

Chez les enfants qui naissent avec un défaut de développement dans l'angle de l'œil, ou qui présentent un manque de maturité dans le développement de l'angle de l'œil, un glaucome peut apparaître dans les premiers jours de vie ou plus tardivement. Selon l'âge auquel le glaucome survient on parle de glaucome infantile précoce chez le nouveau-né, de glaucome infantile chez l'enfant jusqu'à un an et de glaucome juvénile chez les enfants plus âgés et les adolescents. [7]

I.3 .4.5) *Glaucome congénitale*

Les petits enfants qui en sont atteints ont souvent de grands yeux troubles, une crainte de la lumière. Ils se frottent les yeux et ont les yeux qui larmoient. L'examen de l'œil chez le nouveau-né et chez le petit enfant est nettement plus difficile à faire que chez l'adulte et si l'on suspecte un glaucome il devra se faire sous narcose car c'est le seul moyen pour l'ophtalmologue de faire un examen approfondi. [7]

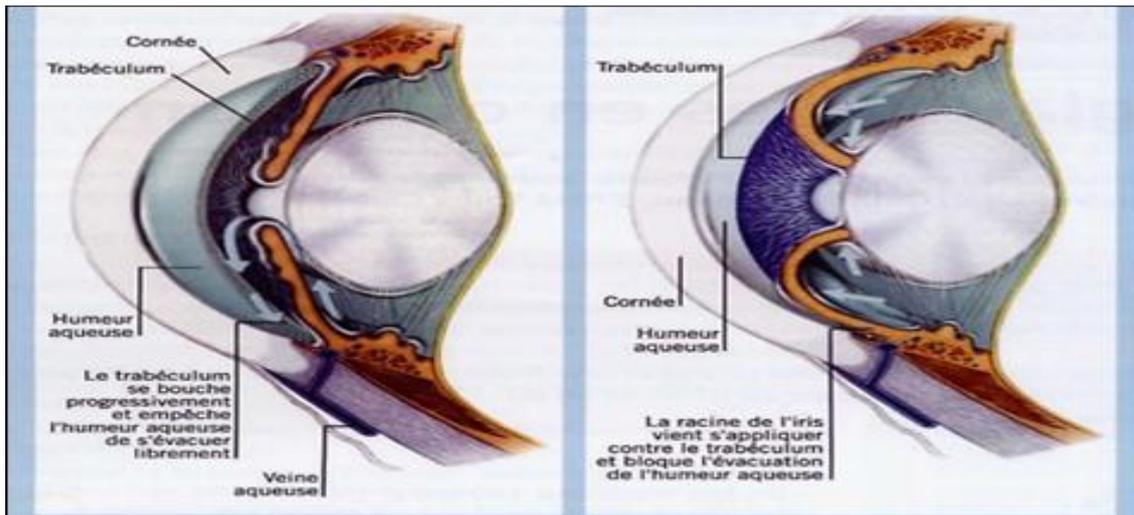


Figure I.15 : glaucome à angle ouvert, glaucome à angle fermé

I.3 .5 Les symptômes

Au début il n'y a pas de symptômes sauf en cas de bloc aigu de l'angle caméculaire. En d'autres termes, pendant longtemps, le patient ne présentera pas de plaintes. Avec le temps cependant, lorsque la maladie progresse, une lente diminution de l'acuité visuelle apparaît. Le champ visuel (la vision périphérique) se rétrécit de plus en plus depuis l'extérieur. Ce qui signifie que les objets que l'on regarde peuvent encore être bien vus mais que des objets placés dans l'environnement immédiat ne seront pas vus. De plus en plus certaines choses ne seront pas remarquées même si elles se trouvent droit devant et l'on se cogne de plus en plus souvent. Il devient plus difficile de monter des escaliers et de se déplacer dans la rue. A côté du rétrécissement progressif du champ visuel, des perturbations dans la perception des couleurs et des contrastes ainsi qu'une baisse de l'adaptation à l'obscurité peuvent se produire. Malheureusement le patient ne remarque ceci que beaucoup trop tardivement. Il ne se rendra généralement chez son ophtalmologue que lorsque le nerf optique aura déjà subi des dommages irréversibles. Il est donc de première importance de rechercher un glaucome avant que les premiers symptômes n'apparaissent. C'est pourquoi les contrôles chez un ophtalmologue ne devraient pas être négligés. [7]

I.3 .6 Les facteurs de risque

Les principaux risques connus sont énumérés ci-dessous et nous allons maintenant les aborder un par un :

- Pression intraoculaire élevée : L'augmentation de la pression intraoculaire constitue le facteur de risque le plus important dans le développement d'un glaucome (voir les cause d'une

Chapitre I : l'aspect médical

pression intraoculaire élevée). [7]

- L'âge : Toute personne peut, indépendamment de son âge, développer un glaucome mais les personnes âgées ont indéniablement un risque plus élevé que les personnes jeunes d'avoir un glaucome. [7]
- Histoire familiale : Les personnes qui ont dans leur parenté des personnes atteintes de glaucome, surtout pour les parents au 1er degré, c'est-à-dire leurs parents, un frère ou une sœur, ont un risque plus élevé de développer à leur tour un glaucome. Il est donc fortement conseillé aux personnes ayant une histoire familiale positive de se faire contrôler régulièrement. [7]
- Forte myopie ou hypermétropie : Les hypermétropes ont un risque plus marqué de faire un glaucome aigu à angle étroit, alors que les yeux myopes ont un risque plus élevé d'avoir un glaucome pigmentaire. Il faut cependant ajouter que les yeux myopes sont également plus sensibles à une élévation de la pression intraoculaire, ce qui signifie que les myopes par rapport aux hypermétropes et aux yeux normaux ont, pour des valeurs de pression intraoculaire semblables, une plus grande probabilité de développer un glaucome. [7]
- Diabète sucré et occlusions vasculaires : Dans le diabète avancé de nouveaux vaisseaux, de moindre qualité et fragiles, se forment. Si ceux-ci se développent dans la partie antérieure de l'œil et croissent en direction de l'angle de l'œil, un glaucome secondaire peut survenir. Les néo-vaisseaux qui poussent dans l'angle empêchent l'écoulement de l'humeur aqueuse et entraînent une élévation de la pression intraoculaire. [7]
- Traitement prolongé à base de cortisone ou quelques autres médicaments : Un traitement prolongé à base de cortisone, local ou systémique peut provoquer une augmentation de la pression intraoculaire. De plus certaines personnes sous cortisone réagissent avec une plus forte élévation de la pression que d'autres. Cette propension à réagir fortement semble entraîner un risque plus élevé de développer un glaucome. [7]
- Lésions oculaires graves ou opérations oculaires anciennes : D'importantes lésions oculaires anciennes ou des opérations à l'intérieur de l'œil peuvent entraîner un glaucome. Les mécanismes possibles sont des déchirures dans le trabéculum par contusion oculaire qui cicatrisent par la suite et entrave par la suite l'écoulement de l'humeur aqueuse. Une brûlure peut également obstruer le passage de l'humeur aqueuse par suite de cicatrisation. [7]
- Inflammations sévères : Les inflammations sévères de l'œil, comme par exemple, les uvéites peuvent entraver l'écoulement au travers du trabéculum et ainsi entraîner une augmentation de la pression intraoculaire. [7]

I.3 .7 les stades cliniques du glaucome

3 signes peuvent être associés de manière variable :

- L'augmentation de la pression intraoculaire > 21 mm Hg, retrouvées à plusieurs reprises.
- Les lésions de la tête du nerf optique.
- Les déficits du champ visuel.

Pour voir les différents stades de glaucome :

Stades 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 \geq 30 mmHg 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*

Tableau I.1 : les stades du glaucome

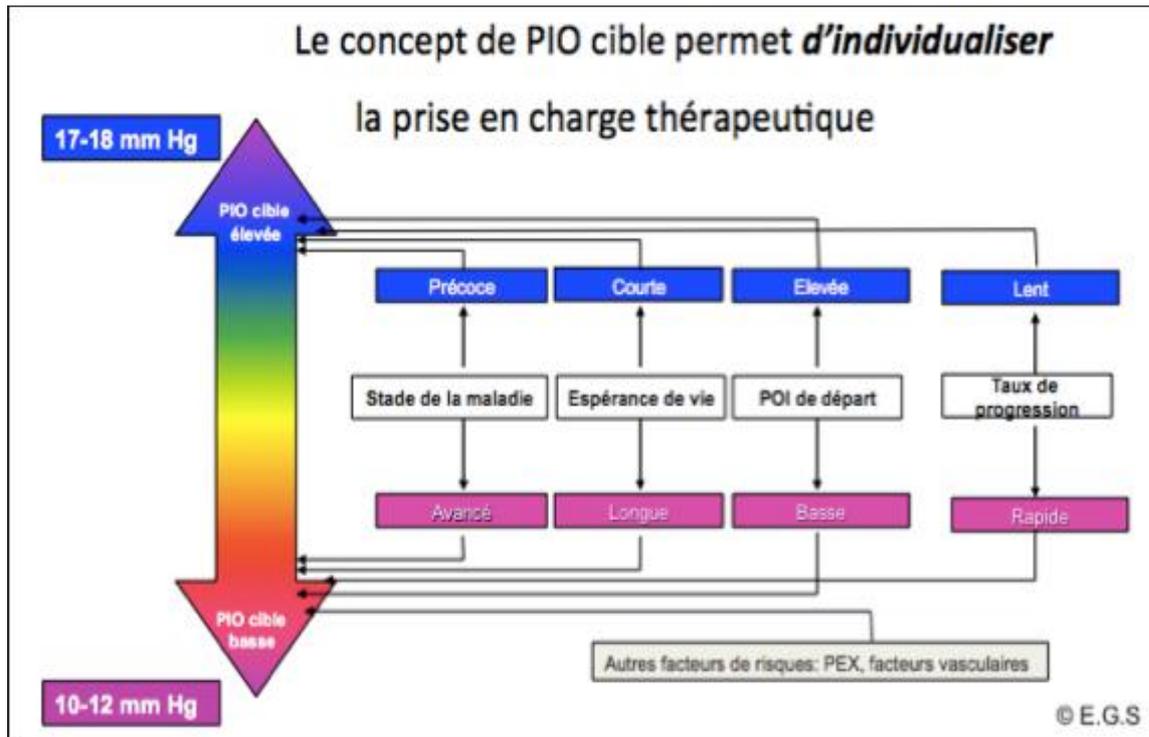


Figure I.16 : les intervalles de la pression intraoculaire PIO

I.3 .7 Epidémiologie

Le glaucome concerne environ 70 millions de personnes dans le monde et un million en France, dont seulement 600 000 personnes sont aujourd'hui dépistées et traitées. Ce sont environ 400 000 personnes supplémentaires qui présenteraient la maladie sans le savoir. Plus de 90% des cas de glaucome sont diagnostiqués chez des personnes de plus de 60 ans. Parmi les personnes dépistées, un tiers le serait à un stade tardif. C'est parce que les signes visuels du glaucome sont relativement tardifs que le glaucome n'est pas assez diagnostiqué. [8]

I. 3 .8 Dépistages

Pour dépister le glaucome, il faut prendre **la tension des yeux**. Ce doit être un geste systématique chez tout **sujet à partir de plus de 40 ans** quelle que soit le motif de la consultation en particulier lors du renouvellement d'une paire de lunettes. Cet examen de la prise de tension oculaire doit être répété dans le temps tous les 2 à 3 ans par exemple après 40 ans. Un examen ophtalmologique complet doit comprendre non seulement la prise de la tension des yeux mais aussi **l'examen du nerf optique** (papille et fibres optiques), un **examen FDT** (Frequency Doubling Technology). C'est un examen rapide prenant 30 secondes par œil qui permet souvent de dépister un glaucome très précocement. Il permet aussi de dépister le glaucome sans tension. [7]

I.3.9 Diagnostic

Le diagnostic de glaucome repose sur plusieurs signes : un ou plusieurs facteurs de risque, une tension des yeux élevée, des **anomalies évocatrices** de la papille optique et du champ visuel. On commence tout d'abord par prendre la tension des yeux, tension oculaire qui, rappelons-le, n'a aucune relation avec la tension artérielle. Le diagnostic de glaucome peut être soupçonné. La tension oculaire doit être appréciée en fonction de l'épaisseur de la cornée mesurée par **une pachymétrie**. Plus la cornée est fine plus est significatif un chiffre élevé de tension oculaire. Et inversement. Une simple **hypertonie oculaire** n'est pas synonyme de glaucome et son traitement ne s'impose que si un glaucome est reconnu ou suspecté par l'étude du nerf optique et du champ visuel. Il faut souligner que la prise de la tension des yeux est insuffisante car dans certains cas le glaucome ne s'accompagne pas de tension de l'œil élevé vasculaire. Il faut donc obligatoirement compléter la prise de la tension oculaire par un examen avec un verre spécial qui permet d'examiner le nerf optique avec une grande précision. On distingue alors une excavation pathologique de la papille du nerf optique et la raréfaction des fibres optiques. On vérifie que l'angle entre l'iris et la cornée est large : on parle de glaucome à angle ouvert. [8]

En pratique :

En cas de simple suspicion, l'ophtalmologiste fait un bilan des différents facteurs de risque. Si le risque calculé est élevé, il met en place un traitement et une surveillance étroite. Si le risque est faible, il met en place une surveillance sans traitement.

Si le patient présente un glaucome qui évolue très lentement, le diagnostic ne sera fait qu'après très longtemps. Ce qui n'est pas grave car le risque visuel est faible.

Si le patient présente un glaucome d'évolution rapide, la surveillance devra permettre de faire le diagnostic à temps.

Insistons sur ce point essentiel : le plus important n'est pas de distinguer un glaucome très lent d'un patient indemne, mais en cas de glaucome certain, de distinguer le plus vite possible les glaucomes lents, très peu dangereux, des glaucomes rapides extrêmement dangereux si un traitement drastique (souvent chirurgical) n'est pas institué suffisamment tôt.

Le diagnostic du type de glaucome et de son caractère primitif ou secondaire est également essentiel : il guide le suivi et le traitement, et oriente sur la dangerosité. [10]

I.3.9.1) Les examens cliniques

L'examen clinique fait par l'ophtalmologiste permet de suspecter et parfois d'affirmer le diagnostic de glaucome. Il permet aussi d'en préciser le type. Trois éléments de cet examen sont essentiels :

I.3 .9.1.1) *L'examen de fond d'œil*

L'ophtalmologue examine votre fond d'œil à l'aide d'une grosse loupe, qu'il maintient devant votre œil. Il examine tout particulièrement le nerf optique, aussi appelé papille. L'état de la papille est évalué selon son apparence, sa forme et d'autres paramètres. En plus on compare toujours les papilles des 2 yeux entre elles. Cet examen se pratique souvent après avoir dilaté les pupilles pour avoir une meilleure vue du fond d'œil. [8]



Figure I.17 : examens fond d'œil.

I.3 .9.1.2) *La mesure de la pression intraoculaire*

Le tonomètre (appareil de mesure de la pression de l'œil) mesure la pression intraoculaire. Comme vous l'avez peut-être déjà vu, il existe plusieurs méthodes pour mesurer la pression à l'intérieur de l'œil. Les plus utilisés sont le tonomètre par aplanation et le tonomètre à air. Si votre ophtalmologue utilise un tonomètre à aplanation, il va anesthésier votre cornée à l'aide de gouttes oculaires avant de faire la mesure. Vous restez assis dans le fauteuil d'examen et le praticien va légèrement appuyer un cylindre en matière synthétique contre votre œil pour mesurer la pression. Avec le tonomètre à air, une anesthésie préalable n'est pas nécessaire, un jet d'air est envoyé contre la cornée et la valeur de la pression peut être lue sur l'appareil. [8]



Figure I.18 : le tonomètre.

I.3 .9.1.3) *L'examen de l'angle irido-cornéen*

La gonioscopie n'est rien d'autre que l'examen de l'angle de l'œil. Celui-ci n'est pas visible sans moyens auxiliaires. Après avoir anesthésié la cornée avec des gouttes, on se sert d'une loupe spéciale que l'on place à la surface de l'œil, cette loupe s'appelle une lentille de gonioscopie. L'ophtalmologue s'intéresse à la largeur de l'angle, à d'éventuelles adhérences entre l'iris et la cornée, à des néo-vaisseaux et à des dépôts pigmentaires abondants. [8]



Figure I.19 : la gonioscopie.

I.3 .9.2) *Les examens complémentaires*

Les examens complémentaires sont généralement indispensables pour affirmer le diagnostic de glaucome. Au stade de simple suspicion de glaucome ils permettent d'établir une base de référence qui permettra, en montrant la survenue de modifications, de faire un diagnostic suffisamment précoce.

I.3 .9.2.1) *L'examen du champ visuel*

Cet examen consiste à enregistrer l'ensemble des points vus sur la périphérie du regard. L'altération du champ visuel est marquée par l'apparition de zones non vues (appelées scotomes). Ces zones peuvent être réparties de façon homogène et traduire une baisse globale de la sensibilité rétinienne. Ces zones peuvent être localisées (scotomes arciformes de Bjerrum, ressaut nasal, déficits scotomateux paracentraux). Le champ visuel commence à être altéré lorsque près de 40 % du nerf optique sont détruits. Le patient ne s'en rend pas compte. A stade très évolué, lorsque 90 % des fibres optiques sont détruits, les altérations du champ visuel commencent à être ressenties. Le patient a l'impression de voir dans un tube. Un champ visuel aussi altéré est compatible avec une acuité visuelle normale mais il est très invalidant dans la vie de tous les jours. A un stade ultérieur, il est réduit à un simple îlot central de perception entraînant une baisse de l'acuité visuelle de loin et de près. A un stade encore plus évolué, cet îlot central s'éteint et c'est la cécité. [11]



Figure I.20 : champ visuel.

I.3 .9.2.2) La tomographie par cohérence optique (OCT)

OCT (Optical Coherence Tomography ou encore tomographie par cohérence optique) est un examen d'ophtalmologie qui utilise une technique d'imagerie très performante. Cet examen permet d'observer les différents composants de l'œil et notamment la rétine au fond de l'œil, sans que cette observation ne soit déformée en traversant les différentes structures de l'œil.

Cette technique permet de visualiser la forme et l'épaisseur des cellules de la rétine, ainsi que la tête du nerf optique qui permet d'acheminer l'information visuelle vers le cerveau.

L'OCT permet l'étude de votre rétine : l'ophtalmologiste peut observer son épaisseur et sa structure. Il n'y a aucune préparation particulière pour cet examen, ni dans les jours qui précèdent ni le jour même. L'examen se fait à l'aide d'un appareil appelé tomographe. Il permet d'observer, à l'aide de faisceaux lumineux, les structures de la rétine et d'en mesurer l'épaisseur. Il n'a pas besoin d'entrer en contact avec votre œil et ne nécessite aucune anesthésie. Le tomographe peut être comparé à un échographe de très haute précision, où les ultrasons sont remplacés par de la lumière, l'OCT est une sorte d'échographie de l'œil mais plus précise. Votre pupille est simplement dilatée avec des gouttes de collyre pour permettre cette observation. Cet examen n'est absolument pas douloureux. Votre œil n'est pas en contact avec l'appareil de mesure. Après que les gouttes ont fait leur effet et que votre pupille est dilatée, l'examen de la rétine en lui-même dure environ une demi-heure. [12]



Figure I.21: l'OCT.

I.3 .9.2.3) Pachymétrie

La pachymétrie cornéenne c'est la mesure de l'épaisseur de la cornée permet de dépister le glaucome mais La mesure de la pression intraoculaire se fait de façon indirecte, les appareils utilisés couramment reposent sur le même principe : ils mesurent la force nécessaire pour déformer l'œil et en déduisent la pression. Comme quand on appuie sur un ballon pour voir s'il est bien gonflé. La partie de l'œil qui subit la déformation est le centre de la cornée. Si la déformabilité de la cornée est elle-même anormale, la déduction de la pression sera faussée. Or c'est le cas si la cornée est anormalement épaisse (elle se déforme moins facilement) ou au contraire anormalement fine (elle se déforme alors plus facilement). Il existe ainsi des patients dont la pression mesurée est anormalement élevée uniquement en raison de leur épaisseur de cornée élevée. Ils ont peu de risque d'avoir un glaucome.

La mesure de l'épaisseur cornéenne peut s'effectuer avec plusieurs types d'appareils :

- Le pachymètre à ultra-son : Il nécessite un contact avec l'œil, mais peut se faire sans que le patient ait besoin de fixer. Une goutte de collyre anesthésique est instillée quelques secondes avant la mesure, totalement indolore.
- L'OCT spectral : qui prend la mesure sans contact.
- Le topographe cornéen : lui aussi sans contact. Dans tous les cas, l'examen ne dure que quelques secondes. [13]



Figure I.22 : pachymétrie.

I.3 .10 Les traitements

Malheureusement, il n'existe pas de traitement curatif. L'acuité visuelle perdue en raison d'un glaucome ne peut être retrouvée. L'objectif du traitement donc de prévenir ou de ralentir les dommages subséquentes. Pour se faire, dans plusieurs cas, il s'agira de diminuer la pression à l'intérieur de l'œil en améliorant la circulation de l'humeur aqueuse. les interventions possibles

incluent des gouttes oculaires, des médicaments par voie orale, un traitement au laser et au besoin de la chirurgie. Dans bien des cas, la prise de médicaments doit se faire à vie. [14]

I.3 .10.1) Les gouttes ophtalmiques (collyres)

Elles réduisent la pression dans l'œil. Les gouttes sont fréquemment prescrites, car elles provoquent moins d'effets indésirables que les médicaments pris par voie orale. Plusieurs types de gouttes ophtalmiques sont utilisés. Parmi les plus courantes, mentionnons **bêta-bloqueurs** et **myoptique**.

I.3 .10.2) Les médicaments par voie orale

Si les gouttes ne permettent pas de réduire suffisamment la PIO, ce qui est rare, une médication par voie orale peut être prescrite par exemple des inhibiteurs de l'anhydrase carbonique. Cependant ces médicaments provoquent plus souvent des effets indésirables et plus prononcés que les gouttes ophtalmiques.

I.3 .10.3) La chirurgie classique

Cette chirurgie à l'œil porte le nom **trabéculéctomie**. L'intervention vise à créer une nouvelle voie d'évacuation de l'humeur aqueuse, en enlevant un petit segment de trabéculum. La pose de tube est fréquente. Le tube dirige l'humeur aqueuse dans un réservoir derrière l'œil. Environ 80%des personnes qui subissent cette chirurgie n'ont plus besoins de gouttes ophtalmiques par la suite.

I.3 .10.4) Traitement au laser

Cette intervention, appelée **trabéculoplastie** est de plus en plus courante. Il arrive même qu'elle soit proposée avant l'emploi de gouttes ophtalmiques. Elle peut aussi être pratiquée si le glaucome s'aggrave malgré les traitements ou si la médication est mal tolérée .ce traitement au laser vise à aider la circulation de l'humeur aqueuse dans l'œil. L'intervention est indolore et rapide, elle se pratique en une ou 2 séances de 5 minutes.

I.4 Conclusion

Ce chapitre est améliorée la compréhension de cette maladie et donner des approche diagnostique et thérapeutique relationnelle du glaucome qui peut se développer chez n'importe qui, à quel moment de la vie et détruire longtement les fibres du nerf optique. Il est important de noter les dégâts au niveau de la rétine et du nerf optique étant irréversibles.

Chapitre II :

**Les operateurs de
traitement du
glaucome**

II.1 Introduction

Le traitement d'image a pour vocation l'étude, la conception et la réalisation de système d'exploitation d'images considérées comme véhicule de l'information, 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. Pour cela le traitement fait appel à des outils, des algorithmes, qui permettent d'agir sur l'image numérisée.

Nous aborderons dans ce chapitre, une amélioration des images qui vise à obtenir une image plus lisible que celle de départ pour une utilisation spécifique, ensuite nous présentons les différents techniques de segmentation les plus fréquemment utilisées, et l'extraction des caractéristiques de l'image segmentée, ensuite nous terminons ce chapitre par l'étape de classification pour la détection des anomalies dans ces images.

II.2 Les étapes principales d'une chaîne de traitement d'image

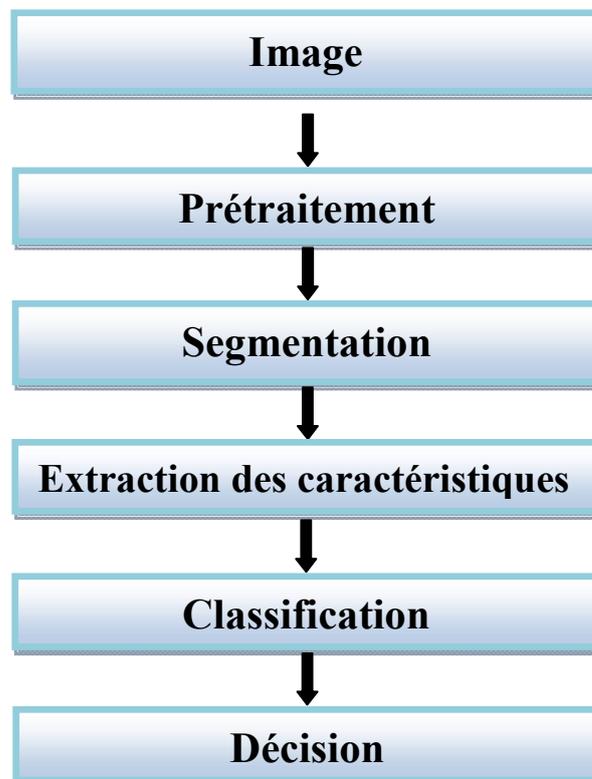


Figure II.1 : les étapes principales d'une chaîne de traitement d'image.

II.2.1 Définition d'une image

Une image est la représentation d'une scène acquise à l'aide de systèmes de production d'images (appareils photographique, caméra, radiographies, scanner, sonar,...etc.).

Sa forme peut être analogique (ex: photographie, vidéo..) ou numérique et dans ce cas un traitement par ordinateur est possible [15].

II.2.1.1) Représentation des images numériques

Une image numérisée est une image qui a été acquies, traitée et sauvegardée sous une forme codée représentable par des nombres.

Le passage à une représentation numérique se fait en réalisant une discrétisation des coordonnées spatiale par échantillonnage (quantification) dans les deux dimensions de l'image codé numériquement avec une certaine précision (nombre codée sur un certain nombre de bits). L'image est donc constituée par un ensemble régulier d'éléments appelés « pixels ».

Un seul bit ne permet de ne représenter que des valeurs purement monochromes (noir et blanc) correspondent à l'image binaire, tandis qu'un nombre plus élevé permet de coder un nombre plus important de niveaux de gris ou de couleurs distincts. 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. S'il s'agit d'une image couleur, un pixel est codé par 3 composantes RGB représentant respectivement les "doses" de rouge, vert et bleu qui caractérisent la couleur du pixel [16][17].

II.2.2 Prétraitement

Dans une chaine de traitement d'images, la phase de segmentation constitue une étape clé consiste à améliorer l'image pour une application spécifique.

Lorsque les images sont d'origine naturelle, on est confronté à la présence de bruit dans ces images et à l'existence de contours peu marqués rendant difficile la formation des régions ou la localisation des frontières. Il faut dès lors procéder à un traitement destiné à réduire le bruit et renforcer les contrastes locaux. Du fait du caractère non stationnaire du processus d'acquisition, d'image, la qualité de cette dernière est généralement de faible contraste, pour cela nous avons besoin des filtres pour résoudre ce problème [18].

Les principales méthodes employées pour l'amélioration des images se fondent sur l'une des approches suivantes :

II.2.2.1) Opérateurs point à point

Cette amélioration peut servir tout d'abord à favoriser la visualisation de l'image sur un écran d'ordinateur. Les capacités de vision de l'être humain étant limitées, il est indispensable d'adapter la

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

dynamique de l'image à notre vision. On parle fréquemment de Look up Table ou LUT. Il s'agit de l'opérateur le plus simple qu'on puisse trouver puisqu'en chaque pixel de l'image on modifie le niveau de gris avec une fonction. 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 : [19]

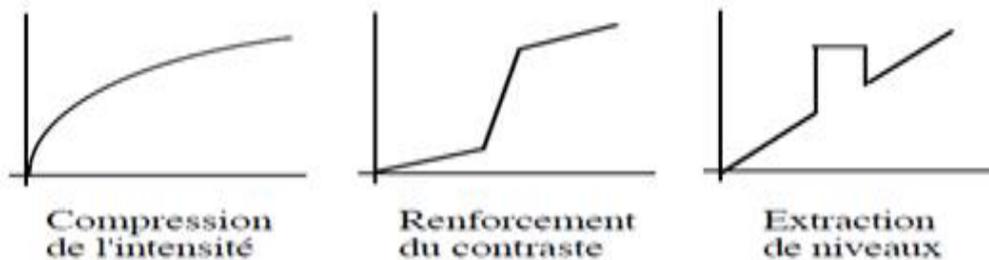


Figure II.2 : exemples de courbes de transfert.

- 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 (par exemple en analyse de données satellites) [20].

Pour déterminer la courbe de transfert la mieux adaptée à un traitement donné, il est utile de calculer l'histogramme de l'image, qui représente la répartition des pixels en fonction de leur niveau de gris. Il fournit diverses informations comme les statistiques d'ordre et l'entropie, et peut permettre d'isoler des objets. Parmi les méthodes de traitement point par point on peut distinguer :

II.2.2.1.1) Expansion de la dynamique

La normalisation d'histogramme, ou L'étirement de la dynamique, est une transformation affine du niveau de gris des pixels de telle sorte que l'image utilise toute la dynamique de représentation. 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 [21].

L'expansion de dynamique correspond à la transformation linéaire suivante :

$$I'(x, y) = \frac{G_{max} - G_{min}}{G - g} I(x, y) + \frac{G \cdot G_{min} - g \cdot G_{max}}{G - g}$$

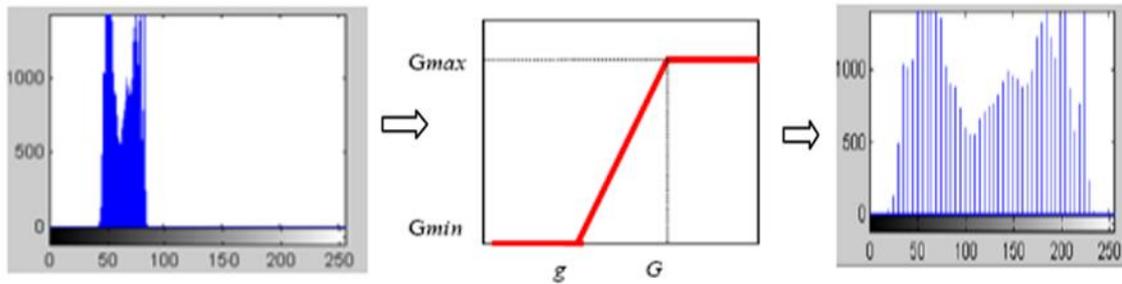


Figure II.3 : La courbe tonale correspondant à l'expansion de l'histogramme.

II.2.2.1.2) Egalisation d'histogramme

L'égalisation d'histogramme est une méthode d'ajustement du **contraste** d'une **image numérique**. Elle consiste à appliquer une transformation sur chaque pixel de l'image, et donc d'obtenir une nouvelle image à partir d'une opération indépendante sur chacun des pixels. Cette transformation est construite à partir de l'histogramme cumulé de l'image de départ.

L'égalisation d'histogramme permet de mieux répartir les intensités sur l'ensemble de la plage de valeurs possibles, en « étalant » l'histogramme. L'égalisation est intéressante pour les images dont la totalité, ou seulement une partie, est de faible contraste (l'ensemble des pixels sont d'intensité proches). La méthode est rapide, facile d'implémentation, et complètement automatique [19].

$$\begin{aligned}
 hn &= \frac{h(i)}{NM} : \text{histogramme normalisé.} \\
 C(i) &= \sum_{j=0}^i hn(j) : \text{histogramme cumulé.} \\
 I'(x, y) &= C[I(x, y)] * 255
 \end{aligned}$$

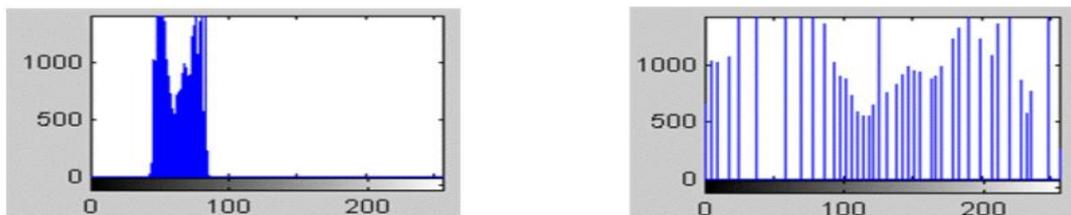


Figure II.4 : la courbe tonale correspondant à L'égalisation d'histogramme.

II.2.2.1.3) Inversion (négatif)

L'Opérateur de Négatif consiste à inverser en chaque pixel les niveaux de gris clairs en foncés et réciproquement. La formule mathématique est $\Rightarrow N(x, y) = 255 - I(x, y)$. (Image négative)

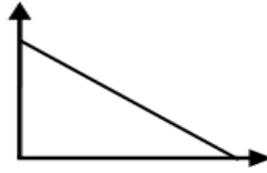


Figure II.5 : la courbe de transfert d'une fonction d'inversion.

II.2.2.2) Opérateurs locaux

Le filtrage est le processus de remplacer un pixel par une valeur qui est fonction des données à proximité du pixel [22].

L'objectif avoué du filtrage est de réduire les variations d'intensité au sein de chaque région de l'image tout en respectant l'intégrité des scènes, d'améliorer le contraste, d'atténuer le bruit et etc.

On distingue deux types de filtres : les filtres linéaires et les filtres non linéaires.

II.2.2.2.1) Filtrage linéaire

Un filtre linéaire transforme un ensemble de données d'entrée en un ensemble de données de sortie selon une opération mathématique nommée convolution. Quand il s'agit de données numérisées comme dans le cas du traitement d'image, la relation entre les valeurs des pixels de sortie et celle des pixels d'entrée est décrite par une matrice de convolution. Le temps de calcul est fréquemment diminué quand on veut séparer un filtre en deux filtres dont la convolution mutuelle sert à reconstituer. Cette remarque est utilisée surtout pour créer un filtre à deux dimensions à partir de deux filtres à une seule dimension (vecteurs) dans le sens horizontal et le sens vertical [19].

- Filtre moyen : Le niveau de gris du pixel central est remplacé par la moyenne des niveaux de gris des pixels environnants. Pour effectuer un moyennage dans un bloc voisinage de taille $d \times d$ on obtient la sortie f' :

$$f'(i, j) = \frac{1}{d^2} \sum_{n=-\frac{d-1}{2}}^{\frac{d-1}{2}} \sum_{m=-\frac{d-1}{2}}^{\frac{d-1}{2}} f(i + n, j + m) \quad 2$$

- Filtre gaussien: L'idée est la même que pour le filtre moyen, mais avec une pondération : les poids sont déterminés par les valeurs d'une Gaussienne, ainsi on donne plus d'importance au pixel central et ses voisins proches

La largeur du filtre est donnée par son écart-type σ [23].

$$G_{\sigma}(i, j) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{i^2+j^2}{2\sigma^2}} \quad 3$$

II.2.2.2.1) Filtrage non linéaire

Le filtre non linéaire est un opérateur qui remplace la valeur de chaque pixel par une combinaison non linéaire des valeurs de ses pixels voisins.

- **Filtre médian** : Le filtre médian est spécifiquement efficace contre du bruit poivre et sel dans des images à niveaux de gris. Son fonctionnement consiste à remplacer la valeur d'un pixel par la valeur médiane de la totalité des pixels de son voisinage [24].
- **Filtre nagao** : Le niveau de gris du pixel est calculé en utilisant tous les voisinages de taille donnée contenant le pixel. La nouvelle valeur sera la moyenne des niveaux de gris du voisinage le plus homogène (variance minimale).

II.2.2.3) Opérateurs morphologiques

La morphologie mathématique est une théorie essentiellement non linéaire, utilisée en particulier en analyse d'images par les transformations qu'elle propose, elle se situe à différents niveaux du traitement d'images (filtrage, segmentation, mesures, analyse de texture) et fournit ainsi des outils pour la reconnaissance des formes.

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 [25].

Les opérations de base de la Morphologie Mathématique sont:

II.2.2.3.1) Cas ensembliste

La morphologie mathématique peut être envisagée sous deux aspects : la morphologie binaire ensembliste continue, et la morphologie binaire ensembliste discrète [18].

Soit B un sous-ensemble de E telle que $E = \mathbb{Z}^2$, nommé **élément structurant**. Si x est un élément de E , alors nous noterons B_x la totalité B translaté de x : $B_x = \{b + x | b \in B\}$. Si B est symétrique, on a : $\check{B} = B \rightarrow \check{B} = \{-b | b \in B\}$.

II.2.2.3.1.1) Dilatation

La dilatation est une opération morphologique de base. Pour dilaté notre objet, on va centrer l'élément structurant (noyaux) en chaque pixel de l'image [26].

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

Si l'élément structurant centré sur le pixel P de l'objet on au moins un pixel en commun, alors le centre P est allumé. La dilatation morphologique d'un objet X par l'élément structurant B est définie par le principe :

$$\delta_B(X) = X \oplus \check{B} \quad 4$$

II.2.2.3.1.2) Érosion

L'érosion est un second opérateur morphologique de base, pour érodé un objet, on va centrer l'élément structurant (noyaux) sur chaque pixel du l'image. Si l'élément structurant centré sur le pixel P est contenu entièrement dans l'image, alors on allume P (le pixel sera blanc), sinon, on l'éteint (le pixel sera noir). L'érosion morphologique d'un objet X par l'élément structurant B est définie par le principe de dualité :

$$\delta_B(\bar{X}) = \overline{\delta_B(X)} \quad 5$$

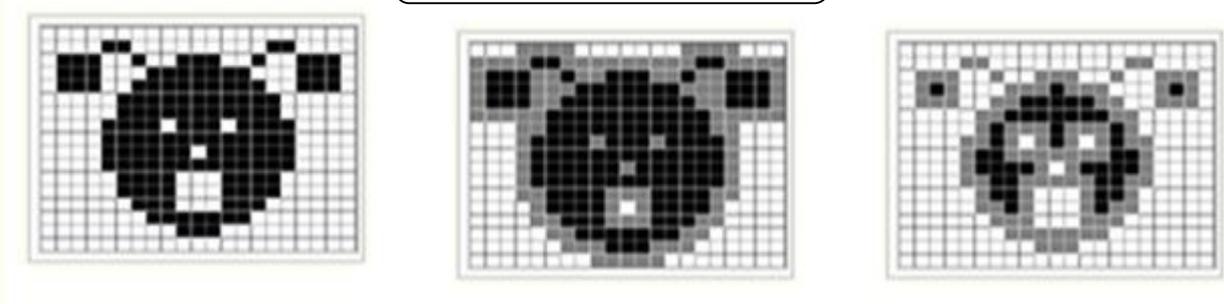


Figure II.6:(a)image originale(en noir : l'objet ; en blanc : le fond) (b) dilatation avec ES carré de taille 3x3 ;(c) érosion par un carré de taille 3x3.

II.2.2.3.1.3) Transformation en tout ou rien

On peut aussi prendre deux éléments structurants A et B pour définir des transformations. Si on demande en chaque point x à A d'être hors de la totalité ainsi qu'à B à l'intérieur on obtient la transformation en tout ou rien (hit or miss transformation en anglais) :

$$\mu(X) = \{x | A_x \subset X^c; B_x \subset X\}$$

Où A^c sert à désigner le complémentaire de la totalité A. Cette transformation sert à détecter certaines configurations précises de pixels. En ajoutant le résultat de la transformation à la totalité d'origine on obtient un épaissement :

$$ep(X) = X \cup \mu(X) \quad 7$$

En enlevant le résultat de la totalité d'origine on obtient un amincissement :

$$aminc(X) = X - \mu(X) \quad 8$$

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

En prenant des suites d'amincissements, on peut diminuer progressivement la totalité d'origine (comme si on l'épluchait). De cette façon on peut calculer différents types de **squelettes** [19].

II.2.2.3.1.4) Ouverture

Pour faire une ouverture d'une image, on fait d'abord une érosion avec un élément structurant L , après on dilate le résultat avec le symétrique de L par rapport à son centre [27].

$$\gamma_B(X) = X \circ B = \delta_B \varepsilon_B(X) \quad 9$$

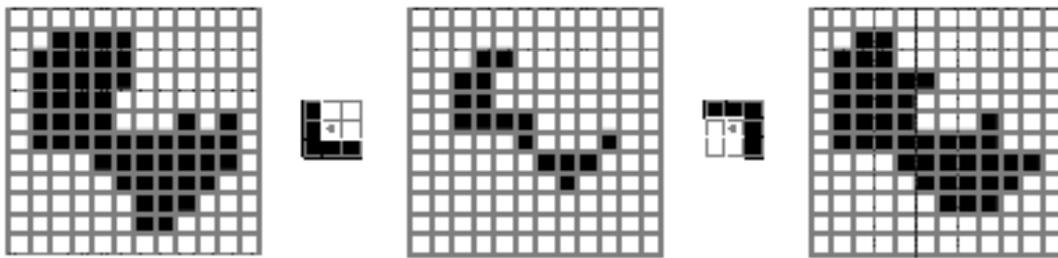


Figure II.7: ouverture avec un ES carré de taille 3x3.

II.2.2.3.1.5) Fermeture

La fermeture, c'est le contraire de l'ouverture : on applique d'abord une dilatation, puis une érosion avec un élément structurant symétrique.

$$\phi_B(X) = X \bullet B = \varepsilon_B \delta_B(X) \quad 10$$

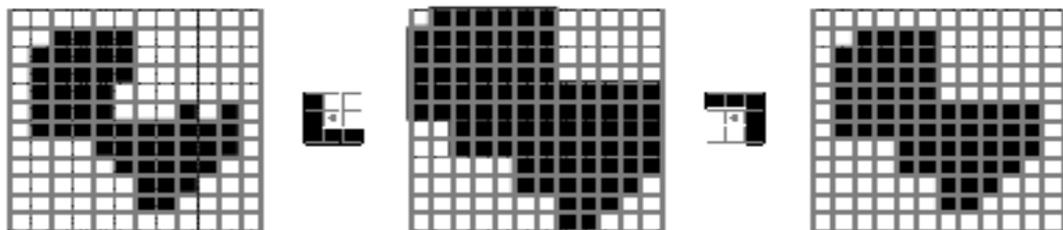


Figure II.8: fermeture avec un ES carré de taille 3x3.

- L'ouverture : peut être caractérisée géométriquement : elle donne l'union de l'ensemble des B_x inclus dans X . Ainsi, la forme de l'élément structurant sert à choisir les structures qui peuvent le contenir.
- La fermeture : est le dual de l'ouverture : la fermeture du complémentaire d'un ensemble est égale au complémentaire de l'ouverture de cet ensemble.

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

- La fermeture et l'ouverture : sont des opérations croissantes et idempotentes, deux propriétés qui définissent les filtres morphologiques. La fermeture est extensive ($X \subset \delta(X)$), et l'ouverture est anti-extensive ($\gamma(X) \subset X$). [27]

II.2.2.3.2) Extension aux fonctions

Une image à niveaux de gris peut être modélisée comme une fonction de \mathbb{Z}^2 dans \mathbb{Z} . Soit f une fonction appartenant à cet ensemble.

On a alors :

$$\delta_B(f) = \sup\{f_b | b \in B\} \quad 11$$

$$\epsilon_B(f) = \inf\{f_b | -b \in B\} \quad 12$$

- L'ouverture et la fermeture de fonctions s'obtiennent comme dans le cas ensembliste :

$$\gamma_B(f) = \delta_B \epsilon_B(f) \quad \text{et} \quad \phi_B(f) = \epsilon_B \delta_B(f) \quad 13$$

- L'ouverture et la fermeture morphologiques forment déjà des outils intéressants de filtrage d'images. Cependant, ils peuvent modifier le contour des objets, propriété qui peut être malvenue. Les opérateurs par reconstruction et d'une façon plus générale les nivellements, introduits plus loin, permettent de pallier cet inconvénient.
- Epaisissements et amincissements ne sont pas, généralement, des opérateurs croissants. Donc, leur application aux fonctions (en pratique, aux images à niveaux de gris) n'est pas triviale.

La détection de contours représente une tâche importante en traitement d'images. La morphologie mathématique propose des outils non-linéaires de détection de contours, comme le gradient et le laplacien morphologiques [18].

II.2.2.3.2.1) Gradient morphologique

Le gradient morphologique, aussi nommé gradient de Beucher du nom de son inventeur, est défini par :

$$\mathit{grad}_B(X) = \delta_B(X) - \epsilon_B(X) \quad 14$$

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

Il correspond, en quelque sorte, à la version morphologique du module du gradient euclidien.

II.2.2.3.2.2) Laplacien morphologique

Le laplacien morphologique est construit de façon analogue :

$$Lap_B(X) = \delta_B(X) + \varepsilon_B(X) - 2I \quad 15$$

Où I correspond à l'opérateur identité.

II.2.2.3.2.3) Chapeau d haut de forme

On appelle transformation chapeau haut de forme (ou **top hat**) le résidu entre l'identité et une ouverture.

$$TH_B^+(f) = f - \delta_B(f) \quad 16$$

Ou bien le résidu entre une fermeture et l'identité (chapeau haut de forme noir):

$$TH_B^-(f) = \phi_B(f) - f \quad 17$$

- Le top hat isole les objets qui ne sont pas éliminés par l'ouverture, c'est-à-dire les objets plus grands que l'élément structurant.
- Le chapeau haut de forme blanc permet de détecter ce que l'ouverture a fait disparaître, c'est-à-dire les structures claires de l'image originale.
- Le chapeau haut de forme noir détecte, quand à lui, les structures sombres de l'image [28].

II.2.3 La segmentation

La segmentation des images est une étape importante dans le processus d'analyse des images, c'est un des sujets qui a été le plus étudié dans ce domaine. La segmentation a pour objectif l'extraction d'indices visuels dans une image. Elle permet de partitionner une image en ensembles de points appelés régions, homogènes pour une ou plusieurs caractéristiques (intensité, couleur, texture, ...) et sont différentes pour au moins une de ces caractéristiques des régions voisines [18].

De façon plus précise, on peut définir la segmentation comme étant une partition d'une image I en n ensembles C_i appelés régions tels que :

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

$$1) \bigcup_{i=1}^n C_i = I$$

$$2) \forall i, j \in \{1, \dots, n\}^2 \text{ et } i \neq j \Rightarrow C_i \cap C_j = \emptyset$$

$$3) \forall i \in \{1, \dots, n\}^2 \text{ } C_i \text{ est connexe}$$

$$4) \forall i, j \in \{1, \dots, n\}^2 \text{ } P(C_i) = \text{vrai}$$

$$5) \forall i \in \{1, \dots, n\}^2 \text{ } C_i \text{ est adjacent à } C_j \text{ et } i \neq j \Rightarrow P(C_i \cup C_j) = \text{faux}$$

Où le prédicat P est utilisé pour tester l'homogénéité.

La première condition signifie que l'image I est partitionnée en n classes. Et la deuxième explique que toutes les classes sont disjointes deux à deux.

La troisième étape, la quatrième et la cinquième imposent à chaque pixel d'une classe de satisfaire à la même propriété au sens du prédicat P. Le prédicat P n'est plus vrai pour la réunion de deux classes adjacentes [29].

Donc, la segmentation permettant une analyse de données en regroupant les pixels formants l'image à classifier de telle sorte que les pixels appartenant à une classe soient plus similaires entre eux que ceux des classes différents, et affecter à chaque entité de la scène traitée une étiquette indiquant son appartenance à une classe particulière. L'entité utilisée caractérise généralement un pixel ou un ensemble de pixel, tandis que l'étiquette constitue un thème choisi par l'utilisateur.

Il n'y a pas de méthode unique de segmentation d'une image, le choix d'une technique est lié :

- A la nature de l'image :
 - éclairage non homogène, reflets,
 - présence de bruit, de zones texturées,
 - contours flous, en partie occultés,
- Aux opérations situées en aval de la segmentation :
 - localisation, mesure, calcul 3D.
 - reconnaissance des formes, interprétation.
 - diagnostic, contrôle qualité.
- Aux primitives à extraire :
 - contours, segments de droite, angles,...
 - régions, formes.
 - textures.
- Aux contraintes d'exploitation :
 - complexité algorithmique, fonctionnement en temps réel.
 - taille de la mémoire disponible en machine.

Ainsi, une multitude de techniques de segmentation est présentée dans la littérature.

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

On peut les regrouper en trois grandes familles : Les méthodes de segmentation par contours, Les méthodes de segmentation en régions et Les méthodes de classification [29].

II.2.3.1) Approche contour

Segmentation par contour est la méthode la plus courante, elle repose sur la détection des contours qui séparent les régions distinctes, elle est basée sur le marquage des discontinuités en niveau de gris, couleur.., et souvent ces arêtes représentent des frontières entre les objets. Par définition, un contour est la frontière qui sépare deux objets dans une image, dans la plupart des cas nous détecterons toutes les lignes marquant des changements d'intensité. Un nombre important de méthodes a été développé [30] [31] [32]. Ces méthodes s'appuient sur la détection des discontinuités dans l'image et peuvent être divisées en trois classes :

- Méthodes de dérivation : détecter et localiser les variations d'intensité dans une image. Dans ce cas les contours sont assimilés aux points de fort gradient ou de dérivée seconde nulle. Ces variations sont détectées par un opérateur gradient, le passage par un maximum du module du gradient détermine alors un point de contour. Parmi les opérateurs gradient les plus connus, on trouve (**Roberts, Sobel, Prewitt, Kirsch, ...**) qui ont globalement les mêmes propriétés [33].
- Méthodes analytiques : Canny, dans une approche originale, [Canny, 1986] a proposé un filtre optimal déterminé analytiquement à partir de 3 critères :
 - garantir une bonne détection, c'est-à-dire une réponse forte même à de faibles contours.
 - garantir une bonne localisation,
 - 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).
- Méthodes basées sur les contours actifs : Un contour actif est un ensemble de points qu'on va tenter de déplacer pour leur faire épouser une forme. Il s'agit d'une technique d'extraction de données utilisée en traitement d'images. L'idée de cette méthode est de déplacer les points pour les rapprocher des zones de fort gradient tout en conservant des caractéristiques comme la courbure du contour ou la répartition des points sur le contour ou d'autres contraintes liées à la disposition des points [34].

La méthode de détection des contours actifs nécessite l'initialisation d'une ligne de contour en entourant la zone des objets à détecter et en faisant évoluer cette courbe de façon à minimiser son énergie E . La segmentation est réalisée à travers un processus de minimisation d'une énergie notée E exprimée par : [35]

$$E(C) = E_{interne} + E_{externe} + E_{image} \quad 18$$

$E_{interne}$: Une énergie propre due uniquement à la forme du contour, dite énergie interne.

$$E_{interne} = \alpha \int_a^b \left| \frac{\partial V(s,t)}{\partial s} \right|^2 ds + \beta \int_a^b \left| \frac{\partial^2 V(s,t)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad 19$$

Avec : $\int_a^b \left| \frac{\partial V(s,t)}{\partial s} \right|^2 ds$: Longueur de C. Et $\int_a^b \left| \frac{\partial^2 V(s,t)}{\partial s^2} \right|^2 ds$: La Courbure (élasticité)

$E_{externe}$: C'est une énergie qui exprime des contraintes supplémentaires qui peuvent être imposées par l'utilisateur pour obtenir le contour qu'il veut.

E_{image} : Une énergie potentielle imposée par l'image. C'est elle qui va attirer la ligne du contour vers les contours réels présents dans l'image.

$$E_{image} = E_{frontière} = -K \int_a^b |\nabla I(V(s,t))|^2 ds \quad 20$$

Le contour actif est assimilé à une courbe C représentée selon les notations suivantes:

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

a, b : extrémités (fixes ou mobiles) du contour. Et $v(s,t)$: point courant.

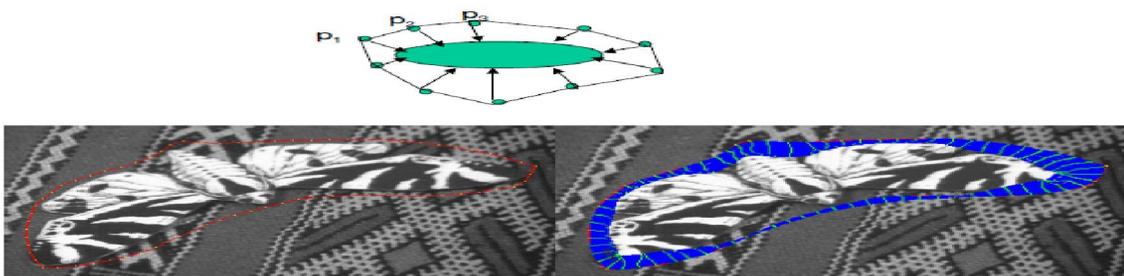


Figure II.9: évolution du contour actif.

II.2.3.2) Approche région

Les méthodes régionales sont basées sur le principe de l'homogénéité : pixels ayant des propriétés similaires sont regroupés pour formées une région homogène. Parmi les méthodes de segmentation basées sur la région, il existe :

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

- Seuillage d'histogramme : Le seuillage est une technique simple, globale son principe repose sur une mesure quantitative d'une grandeur, son objectif c'est de classer les pixels en deux catégories : la première catégorie concerne la mesure inférieure au seuil et la deuxième représente la mesure excède ou égale au seuil ; En n'utilisant que l'histogramme[36]. La transformation produit une image binaire, les technique de seuillage présentent de nombreuses variantes, ce dernier peut être.
 - le seuillage automatique ou dynamique.
 - le seuillage manuelle.
- Croissance de régions : Les algorithmes de croissance de régions sont fondés sur l'agrégation progressive des pixels à partir d'un point initial appelé « germe », selon un critère. Les points voisins du germe sont successivement examinés ; s'ils vérifient le critère d'agrégation, ils sont inclus à la région et deviennent à leur tour un germe; dans le cas contraire, ils sont rejeté[34]. L'algorithme comporte deux étapes.
 - Trouver les points de départ des régions.
 - Faire grossir les régions par agrégation des pixels voisins.

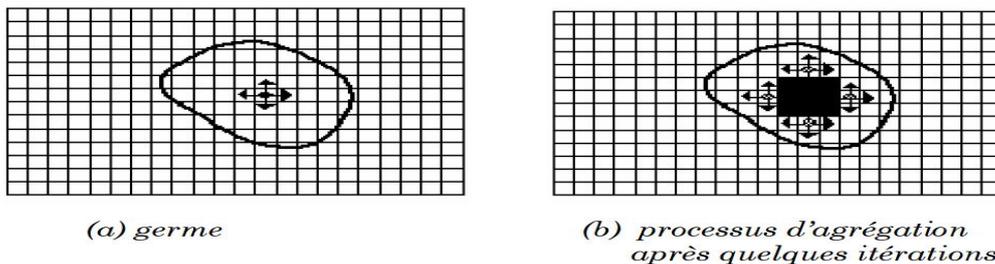


Figure II.10: le processus d'un algorithme de croissance de région.

- Segmentation par division /fusion (Split & Merge) : C'est la combinaison de la division et la fusion en utilisant l'avantage des deux méthodes. Cette méthode est basée sur la représentation quad-arbre quadrant de données dans le quelle chaque segment d'image est divisé en quatre quadrants prévues du segment d'origine n'est pas uniforme dans les propriétés. Après cela les quatre carrés voisins sont fusionnés en fonction de l'uniformité de la région[37][38] . L'algorithme de Split & Merge suit les étapes suivantes : Soient $X_i, i = 1, \dots, N$ l'ensemble des régions constituant une partition de l'image I (on peut avoir $N=I, XI=I$). Soit H un prédicat d'homogénéité.
 - Split** : pour toute région $X_i, Si H[X_i]$ faux alors : Split (X_i).
 - Merge** : pour un couple (X_i, X_j) Si Voisin (X_i, X_j) et H [union (X_i, X_j)] alors : Fusion (X_i, X_j).

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

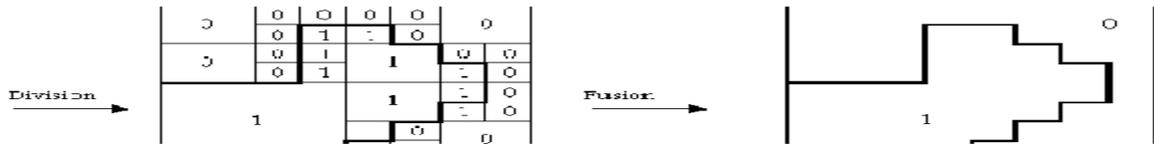


Figure II.11: principe de la segmentation par division-fusion.

- Segmentation par morphologie mathématique : Il existe différentes approche basées sur le concept de la morphologie mathématique (MM) qui permettant la segmentation des images en niveau de gris, parmi ces dernier nous avons choisi d'effectuer la ligne de partage des eaux. La ligne de partage des eaux LPE permet de segmenter l'image en région homogènes, c'est une technique puissante qui simule l'immersion d'un relief topologique par les eaux [39].

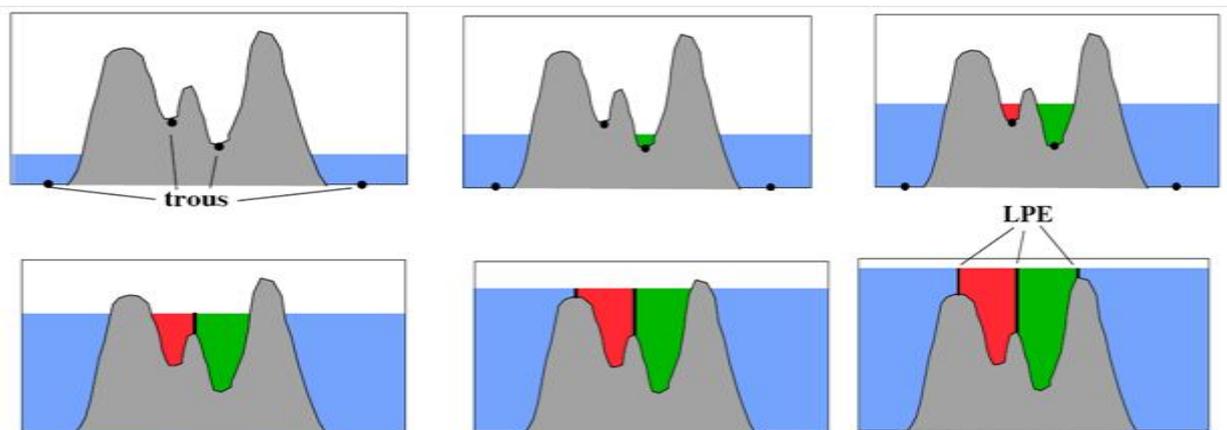


Figure II.12: principe de la LPE.

L'immersion commence par les marqueurs et à chaque fois que deux bassins versant se rencontrent, **une digue** est irriguée séparent les deux bassins. L'ensemble des digues correspond à la ligne de partage des eaux. Les marquer permettant de contrôler la segmentation puisqu'il y aura autant de région que de marqueur, la notion de marqueur s'est développée par les travaux de F.Meyer [40]. Pour mieux comprendre le principe de la LPE, nous présentons ces définitions :

- **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 proche 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.

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

-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 [25]).

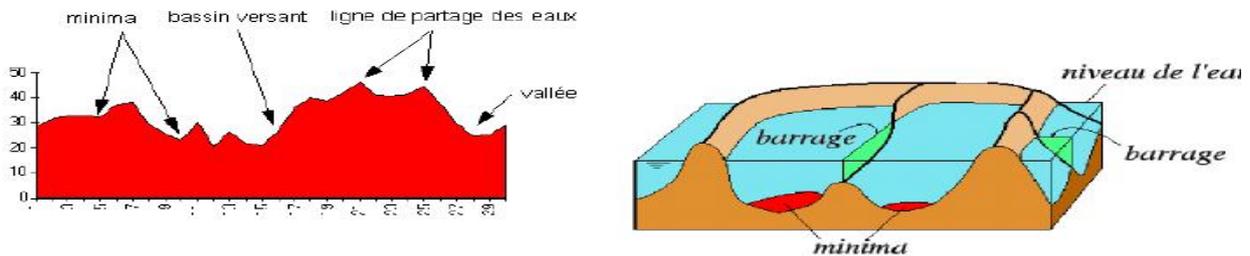


Figure II.13: illustration de la LPE.

- Principe de la LPE :
 - On perce chaque minimum local de la surface.
 - On inonde la surface à partir des minima locaux, l'eau montant à vitesse constante et uniforme dans les bassins versants.
 - Quand les eaux issus de deux minima différents se rencontrent, on monte une digue pour quelle ne se mélange pas.
 - A la fin de l'immersion, l'ensemble des digues constituent la ligne de partage des eaux [39].
- Caractéristique de la LPE :
 - Adapté à toute la dimension : notion de voisinage.
 - Segmentation important « sur- segmentation ».
 - Forte sensibilité au bruit.
 - Le problème de la sur-segmentation représente le problème majeur de la LPE, ceci est du au fait que l'image gradient d'une image naturelle contient un grand nombre de minima, chaque minimum génère un bassin versant dans la LPE.
- Avantage de la LPE :
 - Images topologiques (en NG).
 - Détection des parties sombres (creux).
 - Pas de bruit.

II.2.4 Extraction des caractéristiques

Le choix des attributs pour caractériser une région est un problème difficile qui demande toute l'expérience du traiteur d'images. Ce choix dépend de l'image à traiter et du problème à résoudre. A partir des résultats de la segmentation appliquée sur les images, nous obtenons une carte de régions homogènes où les pixels de chaque région portent une seule valeur caractérisant la région [18].

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

Pour le calcul des attributs de chaque région de l'image, on cherche les valeurs des niveaux de gris de chaque pixel de la région obtenue par la segmentation dans l'image initiale.

Ces attributs sont définis comme suit :

Un système de classification ne traite que très rarement l'image brute telle quelle. Différentes caractéristiques descriptives de l'image ou du cas clinique (patient) sont généralement préférées. Celles-ci sont en effet porteuses d'un nombre plus important d'informations facilitant leur interprétation. Ces caractéristiques sont assimilées à ce que l'œil humain analyse avant de poser son diagnostic. Elles sont l'interprétation de l'image d'un point de vue numérique et leur choix est primordial. Elles doivent en effet permettre au classifieur de discriminer les éléments pathologiques des éléments sains et être caractéristiques de chacune des classes [41].

On peut différencier plusieurs familles de caractéristiques selon leur type :

- Caractéristiques de la texture (statistiques) : Les caractéristiques statistiques reflètent généralement les propriétés de bruit et de texture des zones étudiées.
- Caractéristiques géométriques : Les caractéristiques géométriques, exprimées par exemple par des critères de convexité, peuvent aussi être discriminantes.

Les caractéristiques de la forme se divisent en deux approches :

- **Approche contour** : Prise en compte du contour seul. L'intérieur de la forme n'est pas considéré, par exemple : périmètre, compacité, rectangularité... etc.

- **Approche région** : Prise en compte des détails internes comme la surface, le nombre d'Euler

Nous proposons 4 paramètres [42] :

Paramètres	La formule
<i>Centre de gravité G (Xg, Yg)</i>	$Xg = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad Yg = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i$
<i>Rectangularité (R)</i>	$R = \frac{Aire_{(masse)}}{Aire_{(rectangle)}}$
<i>La circularité</i>	$C = \frac{(4 * \pi * Aire)}{périmètre^2}$
<i>La compacité</i>	$v = (4P * circularité)$

Tableau II.1 quelques caractéristiques géométriques.

- Caractéristiques textuelles : La dernière grande famille de caractéristiques rassemble des informations qui ne sont plus directement extraites des images, mais du dossier médical du patient.

II.2.5 La classification

Pour mettre en œuvre une classification sur un ensemble de données ; il faut définir :

- Les objets sur lesquels repose l'analyse.
- Les attributs (features) : les traits caractéristiques ou les variables décrivant l'objet.
- La mesure de proximité ou de similarité entre les objets [43].

II.2.5.1) Définition

La classification est une des tâches centrales de l'étape de fouille de données dans le processus d'extraction de connaissances dans les bases de données.

Le problème de la classification est traité dans plusieurs communautés de recherche qui se découvrent et s'enrichissent mutuellement : statistiques, reconnaissances de formes, apprentissage automatique, réseaux de neurones et raisonnement à partir de cas.

Le terme **classification** en français désigne à la fois les termes anglais **classification** (classification supervisée) et **clustering** (classification non supervisée) [44].

II.2.5.2) Principes de la classification

Résoudre un problème de classification, c'est trouver une application de l'ensemble des objets à classer, décrits par les variables descriptives choisies, dans l'ensemble des classes.

L'algorithme ou la procédure qui réalise cette application est appelé classifieur. La tâche de l'algorithme de classification est d'autant plus aisée quand la représentation de l'objet est pertinente. Une étape primordiale dans la classification qui est l'extraction des descripteurs. Cette étape va aider à la préparation de la base de données .cette base d'exemples à un effet direct sur l'apprentissage et sur la qualité des performances des classifieurs.

II.2.5.3) Les phases de classification

La classe reçoit une définition qui peut être une définition purement descriptive ou une interprétation, par exemple du type diagnostic médical. Le classifieur qui réalisera le classement des formes doit passer par deux phases, une phase d'apprentissage et une phase de test [Leschi 1991].

II.2.5.3.1) Phase d'apprentissage

Le but de l'apprentissage est de découvrir les règles qui gouvernent et régissent des formes. L'apprentissage est un processus calculatoire qui doit être capable d'amener à une certaine prédiction et à une certaine généralisation. Il existe trois types d'apprentissages principaux. Ce sont l'apprentissage supervisé, l'apprentissage non-supervisé et l'apprentissage par renforcement. Dans le premier cas, on doit apprendre des associations (individus, classes) dans le deuxième cas on ne fournit pas d'indications sur les classes.

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

- Apprentissage supervisé : C'est actuellement le mode d'apprentissage le plus couramment utilisé. Son principe est élémentaire : on soumet au classifieur un grand nombre d'exemples pour lesquels l'entrée et la sortie associée sont connues et les paramètres d'apprentissage sont modifiés de façon à corriger l'erreur commise par le classifieur (c'est-à-dire la différence entre la sortie désirée et la réponse du classifieur à l'entrée correspondante). Le classifieur a alors comme but d'approximer ces exemples aussi bien que possible et de développer à la fois la bonne représentation mathématique qui lui permet de généraliser ces exemples pour ensuite traiter des nouvelles situations (qui n'étaient pas présentes dans les exemples). Le classifieur reçoit directement en entrée les couples «entrée» / «sortie désiré» ou « paramètres descripteurs »/ « classes d'appartenance ». Exemple de classification supervisée :

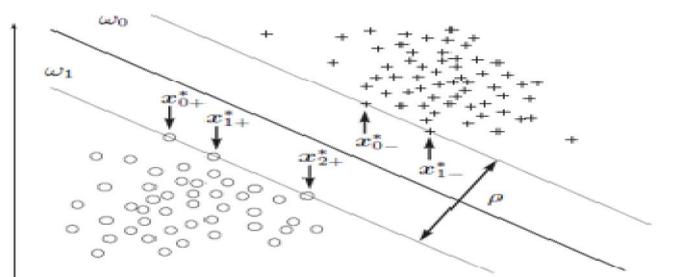
-Le classifieur SVM : Les Support Vector Machines souvent traduit par l'appellation de Séparateur à Vaste Marge (SVM) sont une classe d'algorithmes d'apprentissage initialement définis pour la discrimination.

Leur but est de Trouver un classifieur linéaire (hyperplan) qui va séparer les données et maximiser la distance entre ces 2 classes.

Dans ce cas ces algorithmes sont basés sur la recherche de l'hyperplan de marge optimale, lorsque c'est possible classe ou sépare correctement les données tout en étant le plus éloigné possible de toutes les observations. Le principe est donc de trouver un classifieur, ou une fonction de discrimination, dont la capacité de généralisation est la plus grande possible.

Cette approche découle directement des travaux de Vapnik en théorie de l'apprentissage à partir de 1995. Elle s'est focalisée sur les propriétés de généralisation d'un modèle en contrôlant sa complexité. L'objectif des SVM est de chercher Parmi les hyperplans valides, l'hyperplan dont la distance minimale aux exemples d'apprentissage est maximale. Cette distance est appelée distance marge entre l'hyperplan et les exemples. Comme on cherche à maximiser cette marge, on parlera de méthode des séparateurs à vaste marge [43].

Les supports vectors sont indiqués ci-dessous par les flèches.



Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

Figure II.14 : hyperplan optimal séparant les points de deux classes est celui qui passe «Au milieu » de ces classes.

L'hyperplan optimal séparant les points de deux classes est celui qui passe « au milieu » de ces classes, c'est-à-dire dont la distance aux points les plus proches est maximale. Ces exemples les plus proches qui suffisent à déterminer cet hyperplan sont appelés vecteurs de support, ou exemples critiques.

L'hyperplan optimal est perpendiculaire au segment de droite le plus court joignant un exemple d'apprentissage à l'hyperplan.

Par ailleurs, il est montré (conditions de Karush-Kuhn-Tucker) que seuls les points qui sont sur les hyperplans frontières jouent un rôle. Ces points sont appelés vecteurs de support par Vapnik.

Ce sont aussi des exemples critiques puisque ce sont eux qui déterminent l'hyperplan optimal [43].

-Le réseau de neurones Perceptron Multicouches (PMC) : La biologie a apporté un grand nombre d'informations sur le fonctionnement du cerveau, des neurones... Des mathématiciens ont alors tenté de reproduire le fonctionnement du cerveau en intégrant ces connaissances en biologie dans des programmes informatiques, et en leur donnant la possibilité d'apprendre. En 1943, Warren McCulloch et Walter Pitts en s'inspirant de leurs travaux sur le neurone biologique, ont proposé un des premiers modèles de neurone artificiel qui deviendra la base des réseaux de neurones artificiels. Un réseau de neurones est un réseau composé généralement d'un grand nombre d'unités de calcul très simples appelés neurones formels. Ces neurones formels sont interconnectés entre eux, de sorte que les signaux sortant des neurones deviennent des signaux entrant dans d'autres neurones. Le PMC (Multi layer perceptron ou MLP) c'est historiquement le premier RNA, c'est le Perceptron de Rosenblatt. Le MLP est un réseau non bouclé caractérisé par une structure bien particulière.

L'activation de ce réseau se propage de la couche d'entrée vers la couche de sortie par l'intermédiaire de couches cachées, et l'erreur se calcule dans le sens inverse de sa propagation d'activation [18].

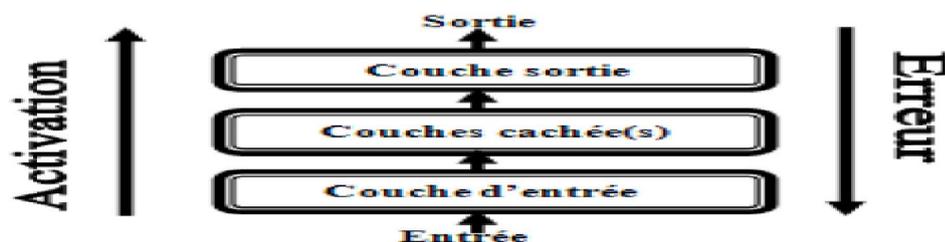


Figure II.15 : le fonctionnement de réseau MLP.

Un PMC fonctionne en deux temps dans:

Chapitre II : Les operateurs de traitement du glaucome

- La phase d'apprentissage : Elle est fondamentale. Elle consiste à faire apprendre au réseau les différentes configurations des vecteurs de paramètres caractéristiques des images de fonds que l'on souhaite classifier. Pour cela on utilise : La propagation, qui consiste à présenter une configuration d'entrée au réseau, puis à la propager à celle de sortie en passant par les couches cachées. Pour chaque neurone, On calcule :

$$y_i = G(\sum_{j=0,d} W_{jk} \varphi_j) = G(a_k) \quad 22$$

W_{jk} : poids de la connexion de la cellule j à la cellule k .

a_k : activation de la cellule k .

G : fonction d'activation.

$$g(x) = \begin{cases} x & \textit{lineaire} \\ \frac{1}{1+e^{-x}} & \textit{logistic (sigmoid)} \end{cases} \quad 23$$

La rétro propagation qui consiste après le processus de propagation.

L'algorithme de rétro-propagation a été développé en particulier par Rumelhart et al 1985 [44]. Cet algorithme repose sur la minimisation de l'erreur quadratique entre les sorties calculées et celles souhaitées; L'erreur considérée comme une fonction des poids synaptiques. Cette erreur représente la somme des différences au carré entre les réponses calculées et celles désirées pour tous les exemples contenus dans l'ensemble d'apprentissage.

Principe : Evaluation de l'erreur E_j (ou E) due à chaque connexion :

$$E = \delta_j Z_i = \frac{\partial a_j}{\partial W_{ij}} \frac{\partial E^i}{\partial a_j} = \frac{\partial E^i}{\partial W_{ij}} \quad 24$$

Idée : Calculer l'erreur sur la connexion w_{ji} en fonction de l'erreur après la cellule j Pour les cellules de la couche de sortie.

$$\frac{\partial E^i}{\partial y_k} = g'(a_k) \cdot (u_k(x_i) - y_k) \delta_k = \frac{\partial E^i}{\partial a_k} = g'(a_k) \quad 25$$

Pour les cellules d'une couche cachée :

$$\delta_j = \frac{\partial E^i}{\partial a_k} = \sum_k \frac{\partial E^i}{\partial a_k} \frac{\partial a_k}{\partial a_i} = \sum_k \delta_k \frac{\partial a_k}{\partial z_i} \frac{\partial a_z}{\partial a_i} = g'(a_j) \cdot \sum_k W_{ik} \cdot \delta_k \quad 26$$

Avec a_i : activation de la cellule i .

z_i : sortie de la cellule i .

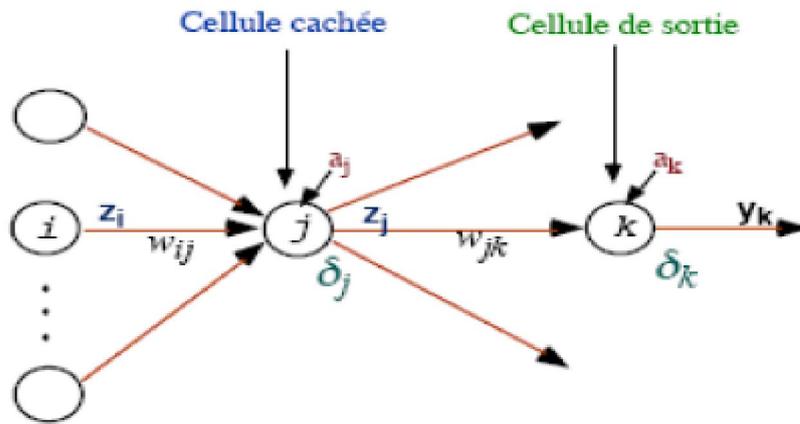


Figure II.16 : évaluation de l'erreur.

Modification des poids : On suppose gradient à pas (constant ou non): $\eta(t)$

Si apprentissage stochastique (après présentation de chaque exemple).

$$\Delta W_{ji} = \mu(t) \delta_j a_i \quad 27$$

Si apprentissage total (après présentation de l'ensemble des exemples).

$$\Delta W_{ji} = \mu(t) \sum_n \delta_j^n a_j^n \quad 28$$

- La phase de test : Ou de généralisation consiste à présenter un vecteur des paramètres inconnu en entrée du réseau et à observer la réponse qu'il fournit.

-Règle du plus proche voisin(KPPV) : La règle du plus proche voisin PPV a été proposée par Fix et Hodges [40], c'est une méthode non paramétrique, où la règle de classification est obtenue en posant que la classe d'une donnée non étiquetée est celle de la plus proche parmi les étiquettes de ses voisins dans les échantillons d'apprentissage. La détermination de leur similarité est basée sur des mesures de distance.

Par la suite, cette règle a été développée en K PPV, c'est l'un des algorithmes les plus simples d'apprentissage supervisé. Elle est basée sur la définition d'un nombre K de voisinage et l'étiquette d'une donnée non classé et celle qui est majoritaire parmi les étiquettes de ses k plus proches voisins.

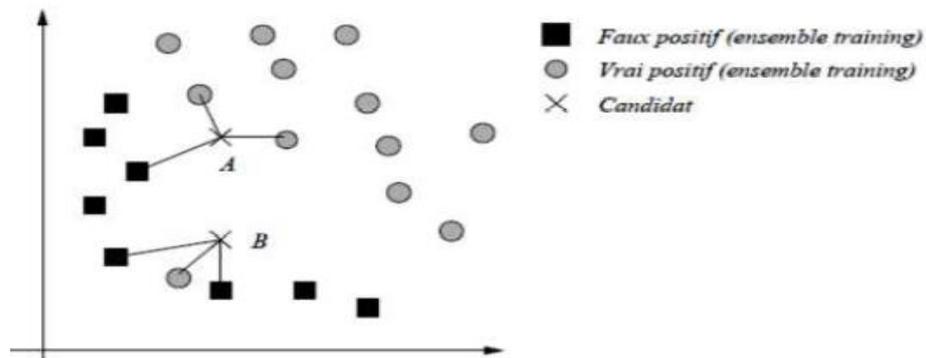


Figure II.17 : principe de classification par KNN : Le candidat A est classé vrai positif, Le candidat B est classé faux positif.

- Apprentissage non-supervisé et auto-organisation : Contrairement aux modes supervisés, seule une base d'entrées est ici fournie au classifieur. Celui-ci doit donc déterminer lui-même ses sorties en fonction des similarités détectées entre les différentes entrées, c'est-à-dire en fonction d'une règle d'auto-organisation. Il n'y a donc pas là de « professeur », puisque c'est au classifieur de découvrir les ressemblances entre les éléments de la base de données. Appelé aussi apprentissage sans professeur. Nous citons des exemples d'algorithmes d'apprentissage qui sont proposés en littérature, les algorithmes de Kohonen pour les cartes auto-organisatrices.
- Apprentissage par renforcement : L'apprentissage par renforcement consiste à apprendre quoi faire, comment associer des actions à des situations, afin de maximiser quantitativement une récompense. On ne dit pas à l'apprenant quelle action faire, mais au lieu de cela, il doit découvrir quelles actions donnent le plus de récompenses en les essayant. Dans le cas le plus intéressant, des actions peuvent affecter non seulement les récompenses immédiates mais aussi la situation suivante, et par là, les récompenses à plus long terme. Ces deux propriétés « recherche par essai-erreur et récompense à long terme » sont les deux caractéristiques les plus importantes de l'apprentissage par renforcement.

L'apprentissage par renforcement est différent de l'apprentissage supervisé.

Ce dernier nécessite un superviseur qui dicte au classifieur quelle action est correcte dans telle situation. Dans l'apprentissage par renforcement, le réseau n'a pas de superviseur à sa disposition, il interagit avec l'environnement qui lui donne un retour quantitatif sur les valeurs des ses actions.

II.2.5.3.1.1) *Les modes d'apprentissage*

Il existe deux modes principaux d'apprentissage. Le premier, dit apprentissage « en-ligne », consiste à modifier les paramètres d'apprentissage immédiatement après la présentation d'un objet ou exemple. C'est généralement le cas pour l'apprentissage par renforcement qui nécessite une réponse de l'environnement.

Dans Le second mode principal d'apprentissage : « hors-ligne » ou « off-line », Le classifieur est entraîné à partir d'une base d'apprentissage (généralement une base d'exemples). Ce type d'apprentissage consiste à n'effectuer l'adaptation des paramètres que lorsque l'ensemble des objets d'apprentissage ont été présentés au classifieur. On parle alors d'apprentissage « hors-ligne ». Cette dernière méthode permet de mieux apprendre, car c'est fait à partir d'un ensemble d'objets, plutôt qu'à partir d'un seul. Dans l'apprentissage en-ligne, chacune des formes est représentée une seule fois ce qui peut sembler donner un apprentissage plus rapide mais nécessite plus de données d'apprentissage.

II-2-5-3-2) *Phase de test :*

Cette phase doit permettre l'affectation d'un nouvel objet à l'une des classes, au moyen d'une règle de décision intégrant les résultats de la phase d'apprentissage. L'objectif est d'obtenir une estimation la plus fidèle possible du comportement du classifieur dans des conditions réelles d'utilisation. Pour cela, des critères classiques comme les taux de classification et les taux d'erreur sont presque systématiquement utilisés. Mais d'autres critères, comme la spécificité et la sensibilité, apportent aussi des informations utiles.

-Taux de classification : Les taux de classification et d'erreurs permettent d'évaluer la qualité du classifieur par rapport au problème pour lequel il a été conçu. Ces taux sont évalués grâce à une base de test qui contient des formes étiquetées par leur classe réelle d'appartenance comme celles utilisées pour l'apprentissage afin de pouvoir vérifier les réponses du classifieur . Pour que l'estimation du taux de reconnaissance soit la plus fiable possible, il est important que le classifieur n'ait jamais utilisé les échantillons de cette base pour faire son apprentissage, de plus, cette base de test doit être suffisamment représentative du problème de classification. En général, quand les échantillons étiquetés à disposition sont suffisamment nombreux, ils sont séparés en deux parties disjointes et en respectant les proportions par classes de la base initiale. Une partie sert pour former la base d'apprentissage et l'autre pour former la base de test. Les performances en termes de taux de classification sont alors déterminées en présentant au classifieur chacun des exemples de la base de test et en comparant la classe donnée en résultat à la vraie classe. Le taux de classification correcte est défini par :

$$TC = \frac{vp(i)+vn(i)}{vp(i)+vn(i)+fp(i)+fn(i)} \quad 29$$

vp(i): Vraie positif. **vn: Vraie négatif.**

fp: faux positif. **fn: faux négatif.**

-sensibilité et spécificité : L'évaluation des performances d'un classifieur peut être réalisée par l'appréciation de deux lois Statistiques, qui sont la sensibilité et la spécificité.

La sensibilité $Se(i)$ représente la probabilité de bonne classification de la classe i et la spécificité $Sp(i)$ est une mesure indirecte de la probabilité de fausse alarme égale à $1 - Sp(i)$.

Pour rappel, ces deux quantités sont définies par :

$$Se(i) = \frac{vp(i)}{vp(i)+fn(i)} \quad 30$$

$$Sp(i) = \frac{vn(i)}{vn(i)+fp(i)} \quad 31$$

Où les grandeurs $VP(i)$, $FN(i)$, $VN(i)$, $FP(i)$ sont définies dans le tableau II.2 :

	<i>Présence d'événement de classe i</i>	<i>Absence d'événement de classe i</i>
<i>Classification Positive</i>	Vrai Positif VP(i)	Faux Positif FP(i)
<i>Classification Négative</i>	Faux Négative FN(i)	Vrai Négative VN(i)

Tableau II.2 les définitions des grandeurs VP, VN, FP et FN.

II.6 Conclusion

Dans ce travail nous avons proposé les différentes étapes de l'analyse des images médicales, Nous avons commencé par un prétraitement, soit par filtrage ou par amélioration de contraste, ensuite nous sommes passés à la segmentation dont le but est d'engendrer une description compacte et symbolique de l'image pour l'extraction des informations pertinentes nécessaires; avec ses diverses techniques a été fournie. L'étape suivante concerne l'extraction des caractéristiques, qui a un rôle très important pour obtenir des résultats acceptables. Après cette étape une classification plus précise peut être envisagée pour identifier une anomalie.

Chapitre III :

Méthodes Et Résultats

III.1 Introduction

Le glaucome est une maladie de l'œil qui provoque une diminution irrémédiable du champ de vision, responsable de lésions du nerf optique. Il est le plus souvent dû à une élévation de la pression interne de l'œil, C'est la deuxième cause principale de cécité permanente. Il ne peut pas être guéri, mais sa progression peut être ralentie par le dépistage et le traitement opportuns au stade précoce pour sauver la vision du patient. Ce chapitre est divisé en trois sections. Dans la première section, nous décrivons les bases d'images utilisées pour valider les résultats. La deuxième section, est consacrée à la présentation des principales méthodes récentes reportées dans la littérature pour la détection de cette maladie. Dans la section trois, nous présentons une méthode précise permettant l'identification ainsi que la classification du glaucome dans les images couleur de la rétine.

III.2 Organigramme proposé pour la détection et la classification du glaucome

Diagramme de détection et classification du glaucome que nous proposons est présenté dans la figure III.1.

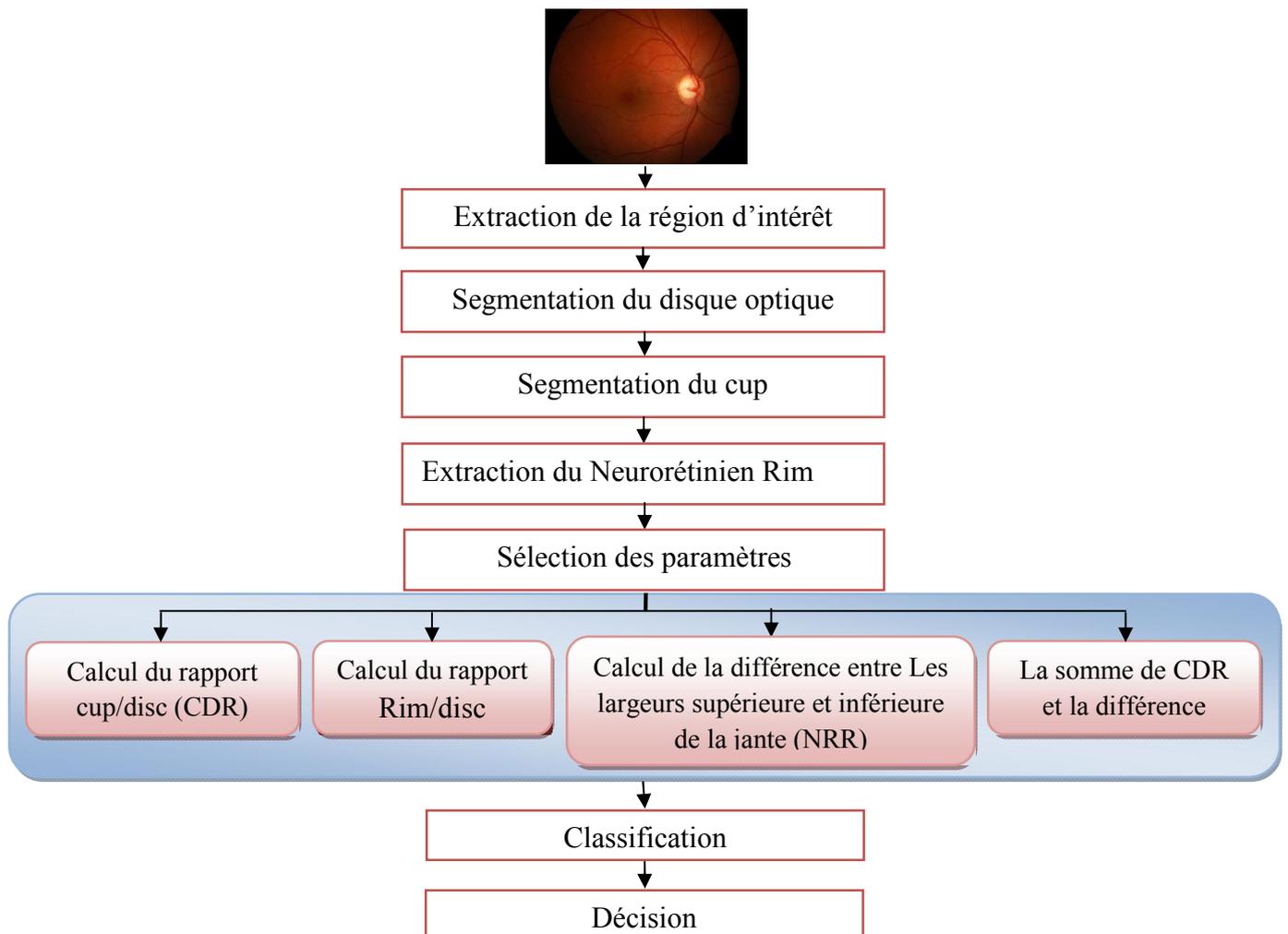


Figure III.1 : organigramme de détection et classification du glaucome dans les images rétiniennes.

III.3 Base de données

Nous avons travaillé sur des images couleur de la rétine provenant de trois sources :

III.3.1 MESSIDOR

La base d'images Messidor [45] (Méthodes d'Evaluation de Systèmes de Segmentation et d'Indexation Dédiées à l'Ophthalmologie Rétinienne) contient 1200 images couleur du fond d'œil. Ces images ont été acquises par l'Hôpital Lariboisière à Paris. 800 images sont acquises avec dilatation de la pupille et 400 images sans dilatation ; en utilisant un rétinographe non mydriatique de type Topcon TRC NW6 avec un champ de vision de 45°. Les images ont une taille de 1440 * 960 en 588 images, 2240 * 1488 en 400 images et 2304 * 1536 en 212 images. Toutes les images sont enregistrées en format TIFF non compressé. Pour chaque image, le grade de la RD (rétinopathie diabétique) et le risque EM (d'œdème maculaire) sont fournis par des experts. Le diagnostic est considéré comme la norme de référence pour l'analyse des performances de notre travail. Quelques exemples de la base d'images sont illustrés dans la figure.III.2.



(a)

(b)

Figure.III.2 : exemples des images de la base de données messidor ;(a) : non glaucome, (b) : glaucome.

III.3.2 DRIONS-DB

La base d'images DRIONS-DB [46] (Digital Rétinal Images pour la Base de Données de Segmentation du Nerf Optique) a été créée pour l'analyse comparative de la segmentation du nerf optique dans les images de fond, 23.1% des patients avaient un glaucome chronique simple et 76.9% de l'hypertension oculaire. Les images ont été acquises à l'aide d'une caméra couleur analogique et ont été numérisées à l'aide d'un scanner haute résolution. La base de données était composée de 110 images de taille de 600 × 400 pixels. Pour chaque image, deux experts ont segmenté manuellement le contour du disque optique. Chaque contour a été marqué comme une séquence de 36 points et a été

Chapitre III : Méthodes et Résultats

stocké dans un fichier texte distinct. Un script MATLAB a été fourni pour montrer graphiquement les segmentations des experts en utilisant les données textuelles stockées dans ce fichier texte.



(a)

(b)

Figure.III.3 : exemples des images de la base de donnée DRIONS-DB ;(a) : non glaucome, (b) : glaucome.

III.3.3 Des images de vérité terrain

La base de données d'images rétiniennes a été construite à partir d'images réelles acquises au sein de la clinique ophtalmologique locale. Fond d'œil RTVue XR 100 Avanti Edition de la société Optovue permet d'obtenir des images couleur RGB de taille 152 * 240 pixels en 21 images, 1391 * 1386 en 28 images. Elles sont enregistrées en format JPG.

Un exemple des images de vérité terrain est montré dans la figure.III.4.



(a)

(b)

Figure.III.4 : exemples des images de vérité terrain;(a) : non glaucome, (b) : glaucome.

III.4 Etat de l'art

De nombreuses études ont été menées ces dernières années pour améliorer les algorithmes de prise de décision basés sur ordinateur (la détection et la classification du glaucome) pour le diagnostic précoce du glaucome en extrayant le disque optique et le cup pour calculer le rapport CDR, le rapport RDR, la différence entre les largeurs supérieure et inférieure et la sommation entre cette dernière et le CDR

En 2009 : Liu et al [48] ont proposé le système ARGALI qui mesurait automatiquement le CDR pour l'évaluation automatisée du risque de glaucome. Ils ont utilisé l'algorithme de level-set pour extraire et segmenter le disque optique. Par la suite, Ils ont segmenté le cup optique en plus une approche multimodale dans laquelle Ils ont d'abord effectué une analyse d'histogrammes de couleur; Ensuite la

limite du cup a été segmentée en appliquant les algorithmes de level-set, et finalement le cup segmenté a été lissé en utilisant l'ajustement d'ellipse. A la dernière étape d'ARGALI, un réseau neuronal multicouche a été proposé afin de fusionner les résultats obtenus via les différents modes.

En 2009 : Nayak et al [49] ont extrait trois caractéristiques intra papillaires pour le diagnostic automatisé du glaucome qui étaient le CDR, la taille du disque optique et le rapport ISNT. Le disque optique et le cup optique ont été segmentés par les plans rouge et vert, respectivement, après avoir peinturé les vaisseaux sanguins en utilisant des opérations morphologiques. Ces trois caractéristiques ont été utilisées pour classer les images normales et glaucomateuses en utilisant un classificateur de réseau neuronal, atteignant une sensibilité et une spécificité de 100% et 80%, respectivement.

En 2011 : Babu et al [50] mettent en œuvre un algorithme d'escalade pour l'extraction du disque optique alors que pour l'extraction du cup optique Fuzzy C-Mean Clustering. L'algorithme a été capable de détecter le glaucome avec une précision de 90%.

En 2011 : Chih-Yin Ho et al [51] ont utilisé un système de détection automatique qui comprend deux phases majeures: la première phase effectue une série de modules d'analyse de l'image rénale du fond de l'œil numérique comprenant la détection des vaisseaux et rim pour le rapport rim sur disque; La deuxième phase détermine le statut anormal des vaisseaux sanguins rétiniens sous différents aspects de la vue.

En 2011 : K. Narasimhan et al [52] ont proposé une nouvelle méthode pour la détection du glaucome sur la base de deux caractéristiques CDR et le rapport ISNT. Le regroupement des K-means est Appliqué de façon récursive au ROI (Region of Interest) pour localiser le disque optique et le cup. Une technique d'adaptation elliptique est utilisée pour calculer les valeurs CDR. Les vaisseaux sanguins optiques sont extraits par entropie locale. Quatre masques différents sont utilisés pour déterminer le rapport ISNT. CDR et ISNT sont calculés. Ensuite, ils ont une performance de l'algorithme proposé sur trois classificateurs. Les expériences suggèrent que le maximum taux de classification de 95% pour le glaucome peut être atteint lorsque vous utilisez le classificateur SVM.

En 2013 : Fauzia Khan et al [53] ont utilisé des techniques morphologiques pour extraire deux surface de NRR. La méthode proposée atteint une précision moyenne de 94%, avec un coût de calcul moyen de 1,42 seconde.

En 2013 : Madhusudhan et al [54] ont présenté et testé trois techniques différentes pour la détection du glaucome. Les méthodes proposées étaient le multi-seuillage, le modèle de contour actif (c-à-d The snakes) et la segmentation par région. Les images du fond d'œil ont été prétraitées par correction

d'illumination, élimination des vaisseaux sanguins et normalisation des disques optiques. Ensuite, le disque et le cup ont été segmentés et ainsi le rapport CDR a été mesuré en utilisant chacune des trois techniques mentionnées. Leur analyse comparative a montré que la technique de croissance de région a obtenu les meilleurs résultats avec une sensibilité et une spécificité de 94.73% et 100%.

En 2014 :Sobi Nazi et al [56] ont proposé un système dans La principale technique consiste à identifier le rapport cup-disque (CDR). Le CDR a été calculé en prenant le rapport entre surface du cup optique et du disque. $CDR > 0.3$ indique le glaucome et $CDR \leq 0.3$, est considéré comme image normale. Ils examinent l'erreur quadratique moyenne (MSE) et le rapport signal / bruit (PSNR) pour quantifier La performance des algorithmes de prétraitement. La segmentation de disque optique est faite en utilisant trois méthodes : la première détection du bord, la deuxième seuillage optimal et la troisième analyse de seuil manuel. La performance des différentes méthodes a été évaluée comparant le CDR. Il a été constaté que le seuillage manuel et la méthode de détection des arêtes permettent une meilleure estimation du CDR. La méthode a été appliquée de près quarante images et le CDR a été correctement identifié.

En 2014 :Hafsah Ahmad et al [57] ont proposé un système pour le dépistage précoce du glaucome au moyen du CDR et du rapport de NRR dans les quadrants ISNT. La stratégie est exécutée sur 80 images et une précision de 97.5% en 0.8141 secondes.

En 2016 : Dnyaneshwari D. Patil et al [58] ont adopté une technique d'identification automatique du disque optique des images rétinienne par le calcul du rapport CDR et RDR. En premier lieu, un seuillage est appliqué puis la segmentation est effectuée en utilisant filtre médian .En second lieu, le lissage du contour du disque et du cup optique est effectué en utilisant différentes caractéristiques morphologiques. La surface de cup d'une personne glaucomateuse est augmentée le CDR est aussi augmenté, à ce temps la région de neurorétinien bord est diminuée donc RDR est aussi diminué.

Le problème majeur dans la plupart 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 détermination du cup n'est pas toujours couronnée de succès, en particulier pour les yeux normaux, par conséquent, des erreurs dans l'estimation du rapport cup/disque et du rapport RDR sont obtenus ce qui est due à l'imprécision de la méthode.

Nous exposons dans cette section, le processus général de notre approche proposée et ses différentes étapes (Prétraitement, segmentation et la méthode de classification supervisée). Nous validons notre

approche et les choix que nous avons réalisés par une phase d'expérimentation. Nous montrons la capacité de notre méthode à la segmentation par l'application de plusieurs méthodes.

III.5 Segmentation du disque optique et du cup

L'analyse d'image rétinienne est devenue un outil primordial de dépistage pour une détection précoce des maladies oculaires comme le glaucome. La détection du glaucome est basée sur une bonne détection du cup et disque optique. Le processus de segmentation de disque optique et cup est présent dans l'organigramme suivant (figure.III.5) :

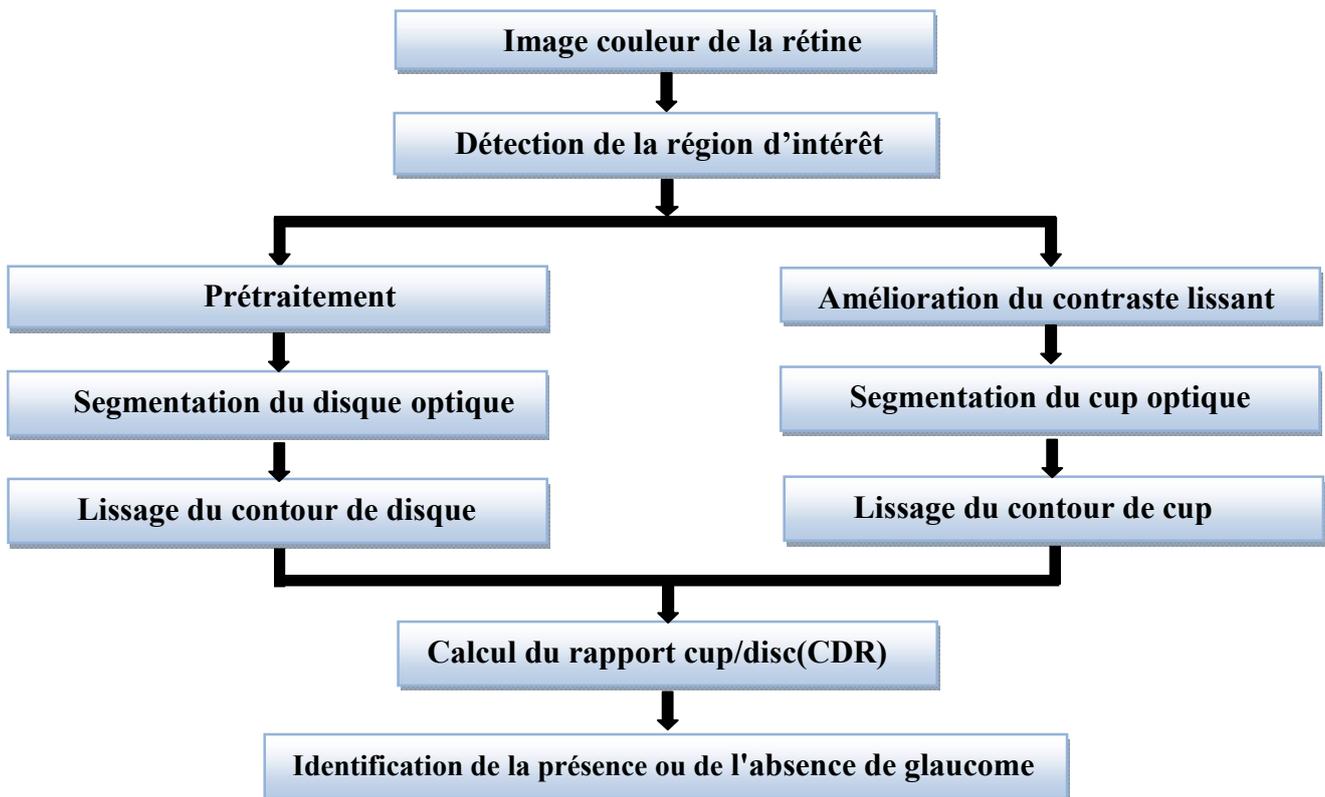


Figure.III.5 : organigramme de segmentation du cup et disque optique.

III.5.1 Détection de la région d'intérêt

La prise en compte du temps de calcul surtout dans un contexte de segmentation du disque optique et du cup, nous a conduit à proposer une phase de traitement dite détection des points d'intérêt ou la détection de la région d'intérêt à partir des images rétiniennes de grande taille. L'objectif de cette phase est de minimiser le temps de calcul ainsi que d'améliorer la précision de segmentation. 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 du 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 du cup est généralement une pâleur lumineuse ou une plus grande intensité

Chapitre III : Méthodes et Résultats

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.6.b) et qui sera utilisée par la suite dans les autres traitements.

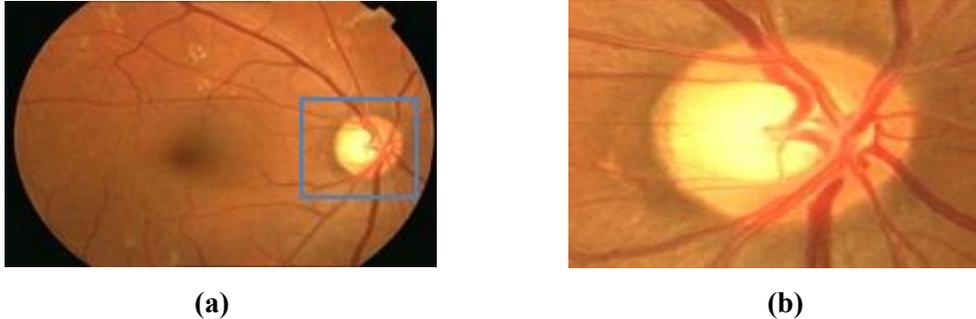


Figure.III.6:détection de la région d'intérêt ; (a) : Image originale ;(b) : Sélection de la région d'intérêt.

III.5.2 Segmentation du disque optique

La détection du DO (disque optique) est une tâche fondamentale pour le diagnostic de diverses pathologies ophtalmiques comme le glaucome, Dans les images rétinienne le DO apparait comme une région jaunâtre brillante de forme circulaire ou elliptique. Il est interrompu par les vaisseaux sortants. La taille du DO est très variable d'un individu à l'autre, il est situé dans le coté 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 :

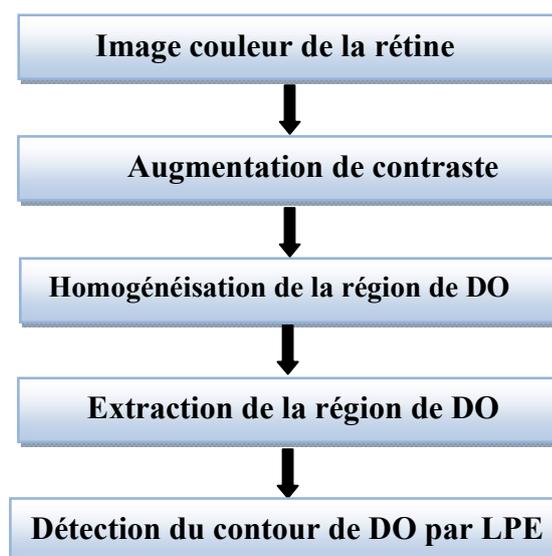


Figure.III.7:organigramme de segmentation du disque optique.

III.5. 2 .1) *Augmentation de contraste*

Le disque optique présente l'inconvénient d'avoir un mauvais contraste. Il est indispensable dans notre approche d'augmenter leur contraste et obtenir une bonne détection de leur contour et n'est pas vraiment perturbé par les vaisseaux sortants.

Après plusieurs applications des espaces couleurs sur nos images, nous proposons dans notre travail le canal vert de l'espace couleur RGB a donné des bons résultats (Figure.III.8.a).

D'autre part ; pour conserver les contours de la papille, éliminer la grande variation de niveau de gris dans la région papillaire et réduire les bruits, nous utilisons un filtre médian (Figure. III.8.b).

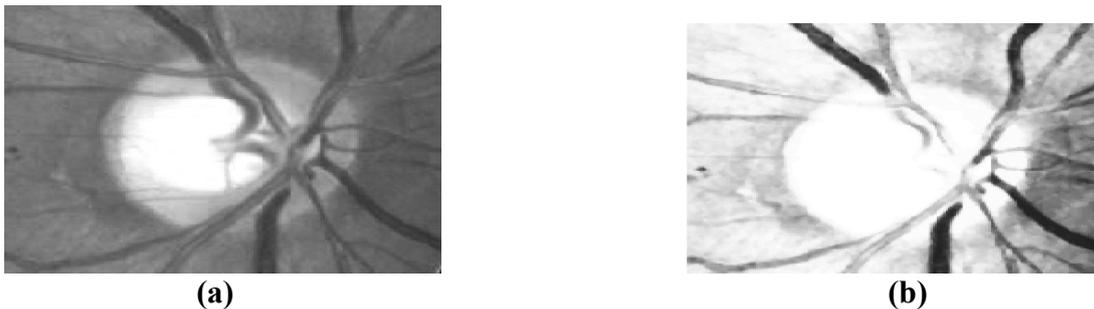


Figure.III.8: augmentation de contraste ;(a) : canal vert ;(b) : filtre médian.

III.5. 2.2) *Homogénéisation de la région du disque optique*

Comme le disque optique est interrompu par la présence du réseau vasculaire, nous avons appliqué une fermeture morphologique qui permet d'éliminer ce dernier (Figure.III.9.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.9.b).



Figure.III.9:homogénéisation de la région de disque optique ; (c) : fermeture morphologique ;(d) : ouverture par reconstruction.

III.5. 2 .3) *Extraction de la région du disque optique*

Sachant que le disque optique appartient aux régions les plus claires de l'image, une technique 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.10)

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

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

Comme il est montré dans la figure (III.10) Il n'est pas possible de trouver un bon seuil qui segmente tout le contour du disque optique.



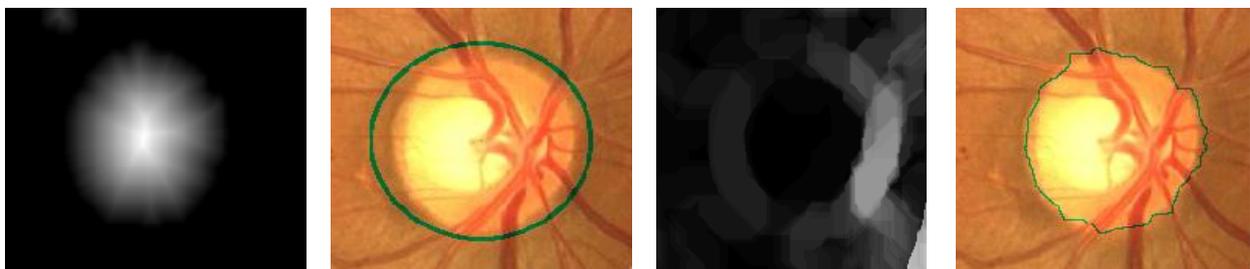
Figure.III.10 : image résultante après seuillage

III.5. 2 .4) Détection du contour du disque optique

Après avoir localisé le DO il suffit de détecter leur contour, en faisant appel à la technique de la ligne de partage des eaux contrôlée par marqueur.

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 LPE 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. En utilisant comme marqueur interne le maximum de la fonction distance sur l'image binarisée (Figure.III.11.a). 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 qu'ils sont représentés avec des niveaux de gris les plus élevés. Et comme marqueur externe un cercle de diamètre supérieur au diamètre du disque optique est tracé (Figure.III.11.b).

Finalement la ligne de partage des eaux est calculée sur le gradient de l'image améliorée (Figure.III.11.c). Le résultat de détection du contour de DO est illustré dans la figure.III.11.d.



(a)

(b)

(c)

(d)

Figure.III.11 : segmentation de la papille par la transformation LPE; (a) : la fonction distance ; (b) : superposition des marqueurs sur l'image originale; (c) : le gradient morphologique; (d) : résultat de la superposition de la LPE sur l'image originale.

III.5.3 Segmentation du cup

La déformation du disque optique et du cup est un facteur important pour la détection du glaucome. Dans cette section du chapitre, nous nous focalisons sur la segmentation du cup. Ce dernier apparaît 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 du cup proposées sont décrites dans l'organigramme suivant :

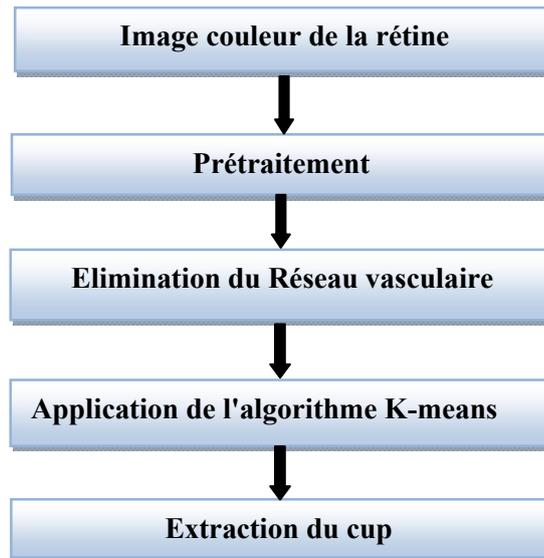


Figure. III.12 : organigramme de segmentation du cup

III.5. 3.1) Prétraitement

Comme première étape de la segmentation de cup la phase de prétraitement est une étape très importante car nos images contiennent des bruits à cause de l'appareil d'acquisition ou bien du mouvement de patient ou bien d'autre source du bruit.

L'amélioration permet d'obtenir une image de meilleure qualité visuelle en cherchant essentiellement à augmenter les contrastes dans le but d'accroître la séparabilité des régions qui composent l'image. 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. Cette opération sur le 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 L de l'espace couleur L^*a^*b dont le cup apparaît avec un meilleur contraste et son contour est bien visible (Figure.III.13.a). Cet espace [60] 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

Chapitre III : Méthodes et Résultats

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 variable L^* mesure la luminance des pixels de cette couche prennent une valeur de 0 à 100. 0 étant très sombre, 100 très lumineux.
- La variable a^* mesure l'opposition rouge-vert par une valeur entre -100 et +100, a^* est positif si la couleur contient du rouge, négatif si la couleur contient du vert et nulle si aucun des deux.
- La variable b^* mesure l'opposition jaune-bleu par une valeur entre -100 et +100, b^* est positif si la couleur jaune, négatif si la couleur bleu et nulle si aucun des deux.

Pour renforcer le contraste des petits vaisseaux dont leur intensité décroît en largeur, on fait appel à une technique de l'égalisation adaptative d'histogramme (figure. III.13.b). Elle a consisté à subdiviser l'image en des régions rectangulaires non-chevauchantes. En outre, nous utilisons le filtre médian qui est plus efficace que la convolution quand le but est de réduire simultanément le bruit et de préserver des bords. De plus, il préserve bien les contours du cup (figure. III.13).

$$\mathbf{I}_m = \mathbf{M}_d * \mathbf{f}$$

Avec : \mathbf{I}_m : l'image filtrée ; \mathbf{M}_d : le filtre médian ; \mathbf{f} est l'image améliorée

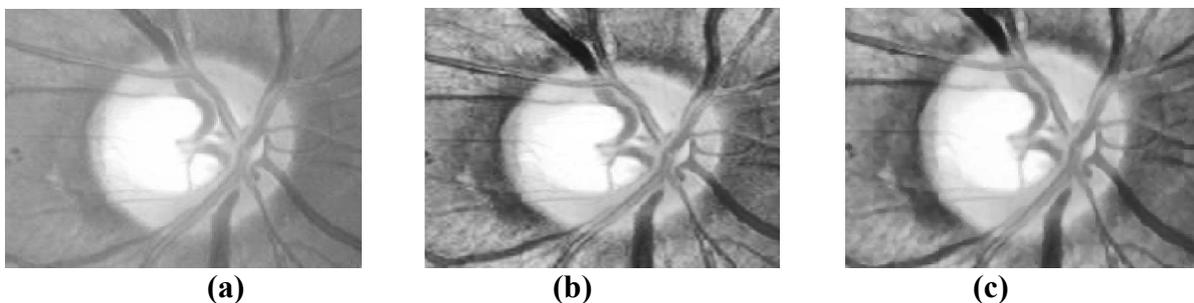


Figure.III.13 : étape de Prétraitement ;(a) : Canal de luminance L ;(b) : Egalisation adaptative d'histogramme ; (c): Filtre médian.

III.5. 3.2) *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. Cette tâche est réalisée par une application d'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.14).

$$\mathbf{I}_m = \varnothing_B^{s_1} (\mathbf{I}_m)$$

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

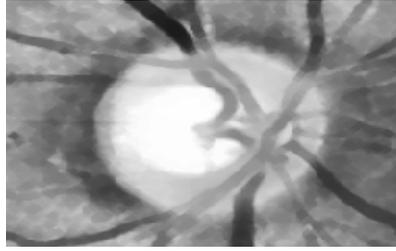


Figure.III.14 : élimination du réseau vasculaire par la fermeture morphologique.

III.5.3.3) Application de l'algorithme *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 *k*-means minimise la somme des distances entre chaque objet et le centroïde de son cluster. La position initiale des centroïdes conditionne le résultat final de sorte que les centroïdes doivent être initialement placés le plus loin possible les uns des autres de façon à optimiser l'algorithme. Le résultat est un ensemble de clusters compacts, clairement séparés et sous réserve qu'on ait choisi la bonne valeur *K* du nombre de clusters.

Le résultat de l'application de *k*-means est illustré dans la figure III.15.

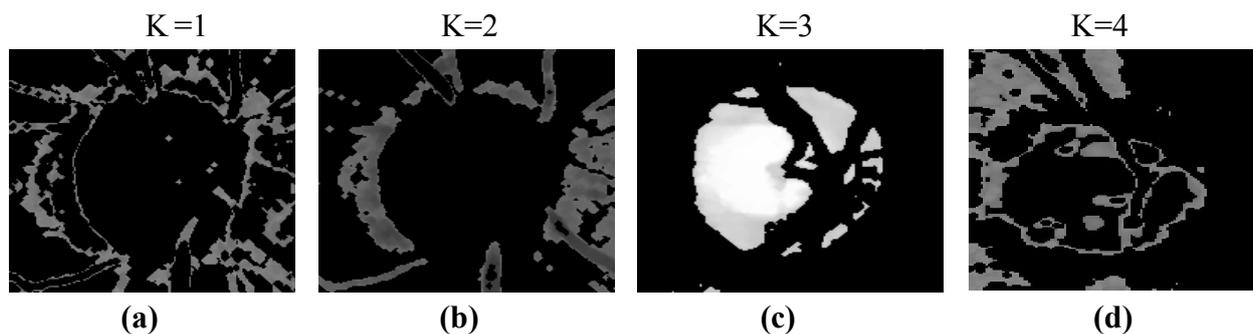


Figure III.15 : détection du cup en utilisant l'algorithme *K*-means

A chaque exécution, la classe assignée à chaque région n'est pas la même. Le meilleur résultat que nous avons obtenu correspond à la troisième classe (figure III.15.c).

III.5.3.4) Extraction du cup

Pour assurer une bonne extraction du cup, il faut faire une opération de reconstruction par dilatation sous la bande L de l'image. L'opération 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 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.16.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.16.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.16.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 et effectuer ensuite un choix correct du seuil fixé manuellement (Figure. III.16.d). Le résultat final de segmentation du cup est illustré dans la figure III.16.e.

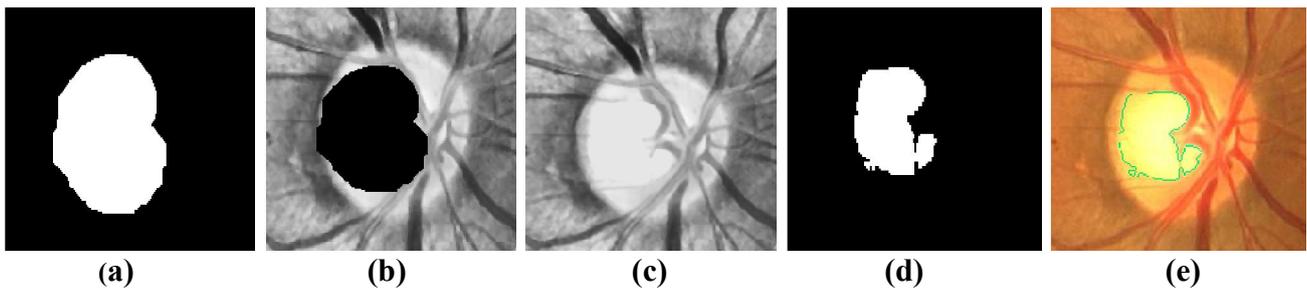
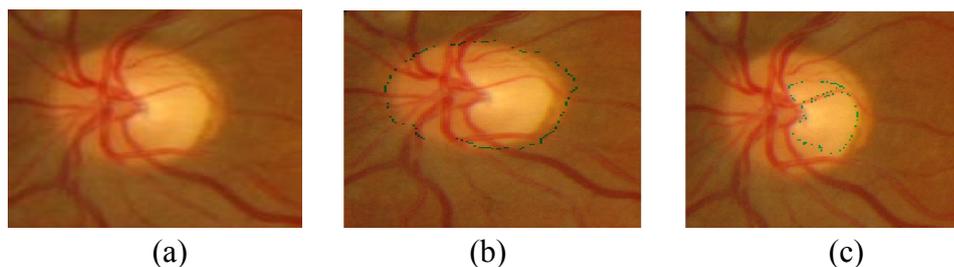
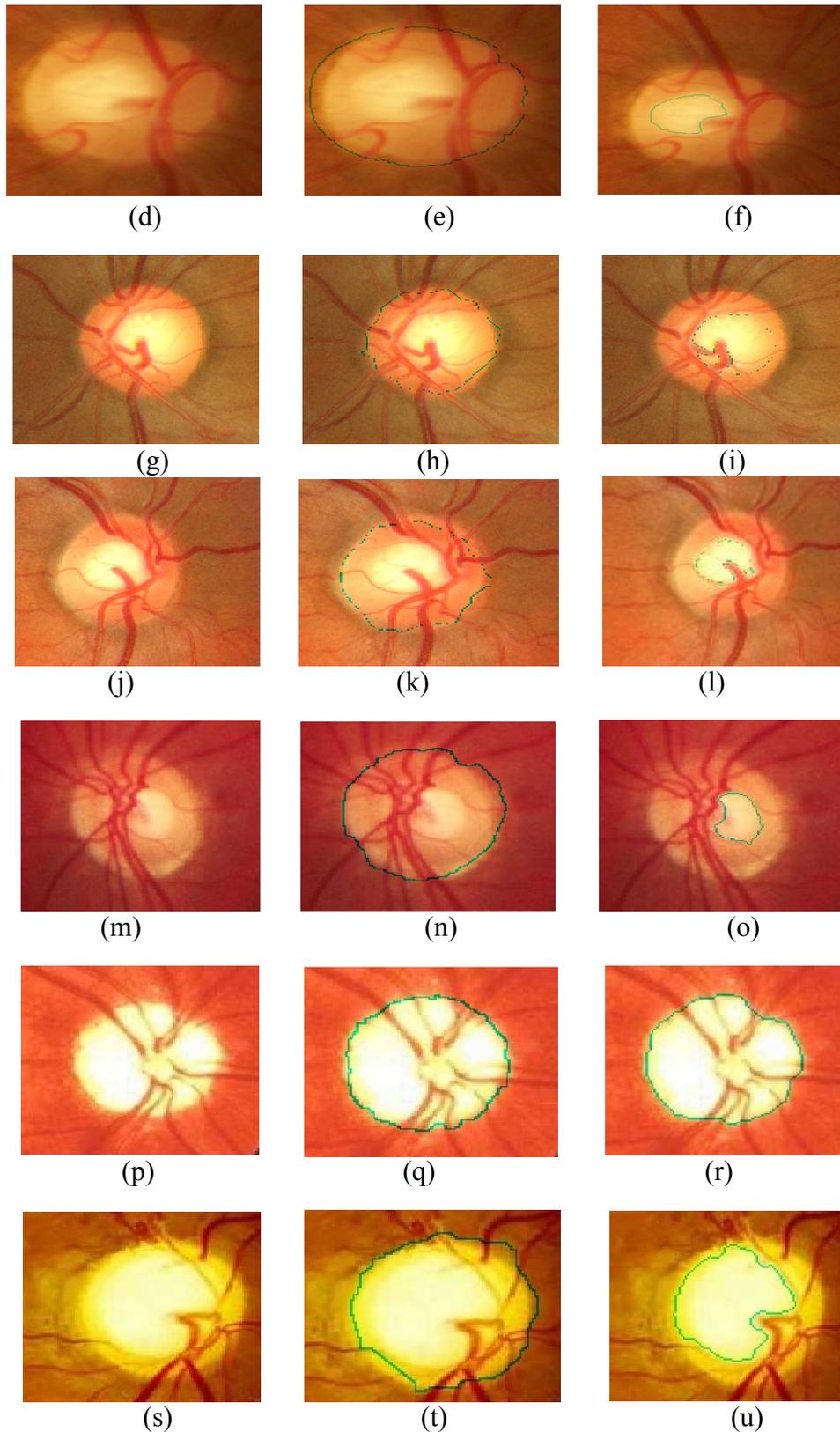


Figure III.16 : segmentation de l'excavation par K-means. (a) : la binarisation ;(b) : image marqueur ; (c) : reconstruction par dilatation ;(d) : seuillage de l'image reconstruite; (e) : extraction du cup

III.5.4 Les résultats de segmentation du disque et du cup

Nous avons montré les résultats de segmentation du disque et du cup optique dans quelques images :





**Figure.III.17 : 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.**

III.5.5 Lissage du contour de disque et de cup optique (ellipse fitting)

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 [61] [62] : 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 [63] :

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

Avec comme contrainte d'ellipse spécifique $b^2 - 4ac < 0$ (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 : $F_a(x) = x \cdot a = 0$

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'intégrrer 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 :

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

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

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

Dans notre travail, Nous effectuons tout d'abord un étiquetage en composantes connexes de chaque image résultante de disque optique et de cup. En mesurant par la suite l'ensemble des propriétés de chaque composante connexe dans l'image binaire, 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, dans le but d'avoir des contours lisses.



Figure.III.18: résultat de l'ellipse fitting
(a) : ellipse fitting pour le disque optique ;(b) : ellipse fitting pour le cup

III. 6 Extraction du rim optique

Le rim optique est la surface entre le disque optique et le cup. Il est obtenu en soustrayant le cup optique à partir du disque optique, une fois que ces deux derniers sont segmentés, comme le montre (Figure.III.19).

Il est à signaler que pour l'obtention de la forme caractéristique du rim neurorétinien le disque optique devrait être ovale verticalement par rapport au cup optique qui sera ovale horizontalement.

En outre, pour une personne dans un état normal la partie Inférieure (I) du rim étant la plus large, suivie par le bord supérieur (S), puis le bord nasal (N) avec le bord temporel (T) étant la partie la plus étroite (Figure.III.20).

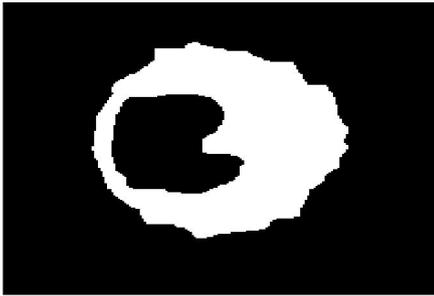


Figure.III.19: région de la bordure segmentée

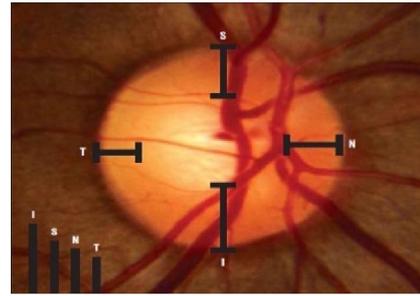


Figure.III.20: Estimation clinique de la règle ISNT.

III.6.1 Les résultats d'extraction du rim Optique

Les résultats d'extractions du rim Optique dans quelques images sont illustrés dans la Figure III.21 :

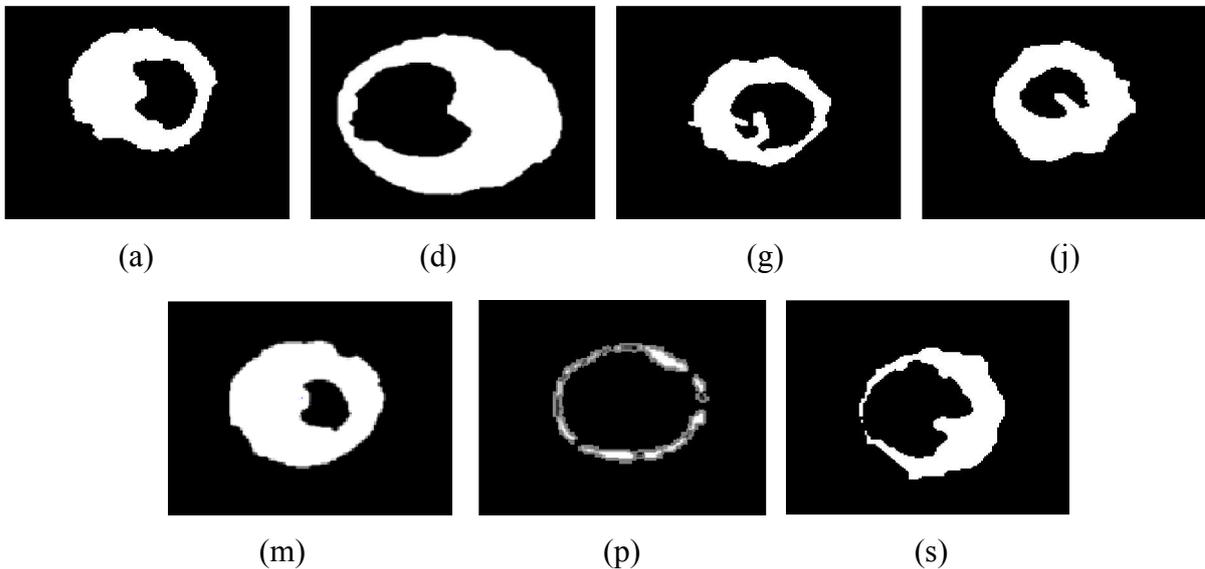


Figure.III.21 : extraction du Rim ;(a , d, g, j, m, p, s) : sous images .

III.7 Sélection des paramètres

Cette étape consiste à définir un ensemble de caractéristiques qui représentent de manière significative l'information importante pour la classification du glaucome.

III.7.1 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 progresse 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 neurorétinien 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 la surface de l'excavation de la papille et la surface de la papille. Ce rapport, permet d'évaluer la précision globale de segmentation dans toutes les directions, contrairement au rapport entre le diamètre du cup et du disque qui reflète la précision, uniquement dans la direction verticale. 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.

Afin de déterminer la surface du cup et du disque optique nous avons utilisé l'équation ci-dessous :

$$\text{Surface} = \pi ab/4$$

Dont, a = longueur d'axe majeur de la limite de disque

b = longueur minimale de l'axe de la limite du disque.

III.7.2 Détermination du rapport rim/Disque

L'un des signes de risque du glaucome est l'amincissement de la jante neurorétinienne .cette dernière est perdue dans tous les secteurs du disque optique avec des préférences régionales généralement aux pôles supérieur et inférieur selon le stade de la maladie. Autre signe peut utiliser pour la détection du glaucome sur la même région est le rapport RDR car l'existence des cas exceptionnels suivants dans le calcul du rapport CDR : un petit cup dans un petit disque optique peut indiquer une lésion du glaucome avancé, en revanche un autre grand dans un grand disque optique peut être normale.

Le RDR qui est le rapport entre la surface de la jante et du disque optique et qu'il doit normalement être supérieur à 0.7, pour un suspect du glaucome devient inférieur à 0.7.

Lorsque nous avons comparé les résultats obtenus à partir de rapport CDR et le rapport RDR, les deux sont opposés, chaque fois que CDR est augmenté à ce moment RDR est diminué. Parce que dans la personne glaucomeuse la zone de cup optique est augmentée de sorte que dans les parallèles de son CDR est également augmenté. Et si le CDR est augmentée, à ce moment-là, la zone du bord rétinién est diminuée de sorte que le RDR diminue également.

III.7.3 La variation de la largeur de la jante neurorétinienne

La largeur relative du bord neurorétinien à emplacements anguleux différents est créée pour différer entre les disques normaux et glaucomeux. Les sujets normaux ont une distribution caractéristique, en

étant plus large à la partie inférieure du disque, a suivi en diminuant la largeur au supérieur, nasale et emplacements temporels. Typiquement les yeux Glaucomateux ne suivent pas un tel modèle connu comme lequel est communément **la règle ISNT** [59] car le secteur nasal du nerf optique est plus difficile à évaluer en raison de l'obscurcissement de la jante par la sortie de gros vaisseaux rétiniens. Nous avons testé l'hypothèse selon laquelle la largeur supérieure - la largeur inférieure (S-I) de la jante simplifiait la détection d'un disque optique suspect.

Dans notre système, les largeurs supérieures et inférieures du bord sont calculées comme la distance entre le plus haut point du bord et le plus haut point de cup (S) et la distance entre le point le plus bas du bord et le point le plus bas de cup (I) respectivement.

Alors que, la différence entre les distances verticales mène à la variation de la largeur de la jante neurorétinienne :

$$Diff = distance_{haute} - distance_{basse} \quad (4)$$



Figure.III.22 : les largeurs supérieure et inférieure du bord de la jante neurorétinienne.

III.7.4 La sommation entre le rapport cup/disc et la différence

La somme de rapport cup-disc et la différence entre les distances verticales supérieure et inférieure est une mesure significative très récente qui contribue à la détection du glaucome lorsque son valeurs est supérieurs à 0.3, sinon elle est considérée comme un cas normal.

Les traits précités sont les traits les plus communs utilisés par les ophtalmologistes et par conséquent possible fournir de l'information discriminante pour classification.

Pour un meilleur apprentissage, une classification sera appliquée sur le voisinage de chaque région d'intérêt qui a été marquée dans la phase de prétraitement.

Après plusieurs applications des classifieurs sur nos images, nous proposons dans notre travaille le classifieur KNN.

III.8 Classification :

L'objectif de cette étape est de classer les images segmentées comme étant soit des images avec glaucome ou non, mais il est difficile de prévoir à l'avance quels classifieur donnera les meilleures performances pour une tâche de classification particulière. Le choix de classificateur approprié a deux aspects importants :

Le classifieur doit être robuste contre les valeurs aberrantes présentes dans l'ensemble d'apprentissage. En ce sens, dans notre travail on fait appel à des techniques de classification supervisées qui affectent à chaque région une classe définissant les régions à extraire de l'image. Ainsi qu'à l'aide d'un logiciel, quatre classifieurs ont été testés en évaluant leurs performances à travers: la machines à vecteur support (SVM), la validation croisée pour le K-plus proche voisins (K-PPV) et le réseau de neurones Perceptron Multicouches (PMC), l'arbre de décision, très simpliste, dérivée de ID3. Et dans les résultats de classification obtenus, on remarque qu'il n'y a pas une grande différence par les quatre classifieurs ; néanmoins le classifieur KNN a donné de meilleures performances par rapport aux autres.

III.8.1 La validation croisée pour le Classifieur des k plus proches voisins (k -PPV)

La méthode des plus proches voisins (noté parfois K-PPV ou K-NN pour Nearest Neighbor) consiste à déterminer pour chaque nouvel individu que l'on veut classer, la liste des plus proches voisins parmi les individus déjà classés. L'individu est affecté à la classe qui contient le plus d'individus parmi ces plus proches voisins. Cette méthode nécessite de choisir une distance, la plus classique est la distance euclidienne et le nombre de voisins à prendre en compte. Cette méthode supervisée et non-paramétrique est souvent performante. De plus, son apprentissage est assez simple, car il est de type apprentissage par cœur (on garde tous les exemples d'apprentissage).

- **Algorithme :**

- Initialisation : choix de nombre de classes, valeur de k , exemples initiaux, mesure de similarité.
- Pour chaque vecteur d'objet à classer : mesurer la distance du vecteur avec tous les autres déjà classés et déterminer la liste des k vecteurs les plus proches de lui (k -ppv)
- Déterminer la classe la plus représentée dans la liste des k -ppv et affecter notre vecteur à cette classe.

La validation croisée (cross-validation en anglais) est appliquée pour connaître k , le nombre de voisins à considérer et permet avec un biais réduit d'estimer l'efficacité de ces modèles, cette technique est notamment utile lorsque le nombre D 'observation est fixe ce qui bien souvent le cas.

En effet, cette technique est utilisée pour valider un modèle de prédiction préexistant ou trouver le meilleur modèle grâce à l'estimation de l'erreur qui nous intéresse. Bien que différent algorithme de

validation croisée existent le principe consiste à diviser distinctement les observations en deux échantillons indépendants: un dit d'entraînement (l'échantillon le plus grand) et l'autre dit de validation ou de test. Le premier échantillon sert à établir un modèle mathématique (régression linéaire, loi de probabilité, KNN, etc....) jugé approprié, puis de tester le modèle avec l'échantillon de validation. Les différents algorithmes de validation croisée diffèrent dans les proportions lors de la division de l'échantillon et le déroulement des boucles de test.

L'inefficace estimation de la confiance réduit considérablement l'applicabilité de l'étendue de l'algorithme KNN dans des applications telles que le diagnostic assisté par ordinateur.

III.9 *Résultat et discussion*

III.9.1 *Résultat*

La base de données d'images rétiniennes a été construite à partir d'images réelles acquises au sein de MESSIDOR et DRIONS-DB et vérité terrain qui permet d'obtenir des images couleur RGB saines et pathologiques. Cent images rétiniennes du fond d'œil ont été utilisées pour tester l'algorithme de segmentation proposé. Nous avons construit une base d'apprentissage, où nous avons sélectionné 3 régions : Cup, Disque (régions cibles) et fond (critère d'arrêt) Figure III.6.a.

Dans nos expériences, nous a conduit à proposer une phase de traitement dite détection des points d'intérêt permettant ainsi une meilleure perception des zones d'intérêt et de minimiser le temps de calcul(Figure.III.6.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.

Pour l'extraction de la région du disque optique, une approche de détection de contour en utilisant la méthode de seuillage et l'approche de morphologie mathématique LPE.

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 supervisé K-means. Cependant, Après avoir obtenu les contours, une étape d'ajustement par ellipse fitting est introduite pour lisser les résultats obtenus.

Pour la localisation de neurorétinien rim nous avons appliqué l'addition de deux images : l'une est l'image binaire de disque optique et un autre est complimé le cup optique .Quand les deux sont

Chapitre III : Méthodes et Résultats

ajoutés comme une image, la partie noire intérieure d'image assigne comme un cup et la partie blanche comme région du disque. L'emplacement de neurorétinien rim est entre le cup et région du disque.

Après l'application des processus précédents nous avons le tableau (Table .III.1) qui résume la confirmation des résultats obtenus de segmentation du cup et du disque optique et l'extraction de neurorétinien rim, par le médecin ophtalmologue. Ces résultats qui garantissent une plus grande précision de segmentation des deux régions ciblées, ainsi que l'extraction de neurorétinien rim, permettant une détermination parfaite du rapport cup/disc et du rapport rim/disc.

	<i>DISC</i>	<i>CUP</i>	<i>RIM</i>
Reconnaissance parfait	45%	77.22%	61.11%
Reconnaissance satisfaisante	39.64%	14.72%	27.18%
Reconnaissance médiocre	15.36%	8.02%	11.69%

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

Il existe plusieurs paramètres pour calculer le rapport cup/disque tel que la surface, la hauteur les axes majeurs et mineurs des deux ellipses contenant la papille et le cup et chacun de ces paramètres donne des rapports différents.

On a constaté que l'utilisation de surface donner le meilleur pourcentage indiquant la présence ou non du glaucome car le rapport de surface cup/disc est sélectionné pour répartir l'exactitude de la segmentation totale accompli dans toutes les directions.

Les résultats des paramètres d'expérimentation calculés pour l'identification du glaucome sont résumés dans le tableau.III.2.

Les images	Taux cup/disque	Taux rim/disque	Différence (S-I) en pixel	Différence en cm	Diff +CDR	La classe
Les images de la base de données MESSIDOR						
Image 1	0,2778	0,8093	-10	-0,2646	0,0132	Non
Image 2	0,4700	0,6050	7	0,1842	0,6542	Oui
Image 3	0,2419	0,7948	35	0,926	1,1679	Oui
Image 4	0,3771	0,6191	16	0,4233	0,8004	Oui
Image 5	0,2662	0,733	17	0,4498	0,716	Oui
Image 6	0,3	0,7451	17	0,4498	0,7498	Oui
Image 7	0,1497	0,8682	-19	-0,5027	-0,353	Non
Image 8	0,2193	0,7931	-12	-0,3175	-0,0982	Non
Image 9	0,0976	0,8927	-6	-0,1587	-0,0611	Non
Image 10	0,1731	0,8515	-24	-0,635	-0,4619	Non
Image 11	0,2515	0,7549	-15	-0,3969	-0,1454	Non
Image 12	0,1659	0,7874	-1	-0,0265	0,1394	Non
Image 13	0,2174	0,853	17	0,4498	0,6672	Oui
Image 14	0,34193	0,6532	-15	-0,3969	-0,05497	Non
Image 15	0,31775	0,6836	20	0,5292	0,84695	Oui
Image 16	0,2529	0,7708	-20	-0,5292	-0,2763	Non
Image 17	0,2001	0,8178	16	0,4233	0,6234	Oui
Image 18	0,3122	0,7029	4	0,1058	0,418	Oui
Image 19	0,3773	0,6175	16	0,4233	0,8006	Oui
Image 20	0,5946	0,4036	2	0,0529	0,6475	Oui
Image 21	0,53673	0,3207	19	0,5027	1,03943	Oui
Image 22	0,39927	0,6431	5	0,1323	0,53157	Oui
Image 23	0,2114	0,8092	12	0,3175	0,5289	Oui
Image 24	0,192	0,8081	-30	-0,7937	-0,6017	Non
Image 25	0,2842	0,7156	-2	-0,0529	0,2313	Non
Image 26	0,3249	0,7736	-25	-0,6615	-0,3366	Non
Image 27	0,2705	0,8009	-21	-0,5556	-0,2851	Non
Image 28	0,1701	0,8106	-9	-0,2381	-0,068	Non
Image 29	0,1207	0,8796	-28	-0,7408	-0,6201	Non
Image 30	0,24	0,7897	3	0,0794	0,3194	Oui
Image 31	0,2422	0,7685	9	0,2381	0,4803	Oui
Image 32	0,3	0,7748	10	0,2646	0,5646	Oui
Image 33	0,2442	0,7909	8	0,2117	0,4559	Oui
Image 34	0,3333	0,6952	16	0,4233	0,7566	Oui
Image 35	0,351687	0,6501	16	0,4233	0,774987	Oui
Image 36	0,2372	0,7775	42	1,1112	1,3484	Oui

Chapitre III : Méthodes et Résultats

Image 37	0,2007	0,8027	44	1,1642	1,3649	Oui
Image 38	0,2092	0,7946	-38	-1.0054	-0,7962	Non
Image 39	0,043	0,9524	-14	-0.3704	-0,3274	Non
Image 40	0,1507	0,8289	-5	-0,1323	0,0184	Non
Image 41	0,1234	0,8959	-10	-0.2646	-0,1412	Non
Image 42	0,1316	0,8898	0	0	0,1316	Non
Image 43	0,129	0,8677	-17	-0.4498	-0,3208	Non
Image 44	0,1691	0,835	-9	-0.2381	-0,069	Non
Image 45	0,1883	0,8031	23	0,6085	0,7968	Oui
Image 46	0,1893	0,8033	-25	-0.6615	-0,4722	Non
Image 47	0,2847	0,7539	-4	-0.1058	0,1789	Non
Image 48	0,2092	0,6991	-5	-0.1323	0,0769	Non
Image 49	0,3486	0,6568	7	0,1852	0,5338	Oui
Image 50	0,2830	0,7250	19	0,5027	0,7857	Oui
Image 51	0,4909	0,6704	19	0,5027	0,9936	Oui
Image 52	0,2092	0,7946	-38	-1.0054	-0,7962	Non
Image 53	0,3086	0,7043	21	0,5556	0,8642	Oui
Image 54	0,6082	5,6226	39	1,0319	1,6401	Oui
Les images de la base de données DRIONS-DB						
Image 55	0,1266	0,8768	-4	-0,1058	0,0208	Non
Image 56	0,1532	0,8573	7	0,1852	0,3384	Oui
Image 57	0,2790	0,7495	5	0,1323	0,4113	Oui
Image 58	0,348	0,6296	39	1,0319	1,3799	Oui
Image 59	0,19578	0,8012	14	0,3704	0,56618	Oui
Image 60	0,2311	0,7995	5	0,1323	0,3634	Oui
Image 61	0,2047	0,8616	10	0,2646	0,4693	Oui
Image 62	0,2496	0,7897	25	0,6615	0,9111	Oui
Image 63	0,1226	0,8938	-2	-0,0529	0,0697	Non
Image 64	0,1937	0,8153	1	0,0265	0,2202	Oui
Image 65	0,2427	0,7689	0	0	0,2427	Oui
Image 66	0,5877	0,6654	17	0,4498	1,0375	Oui
Image 67	0,3458	0,7204	2	0,0529	0,3987	Oui
Image 68	0,37824	0,8559	2	0,0529	0,43114	Oui
Image 69	0,1379	0,8754	-6	-0,1587	-0,0208	Non
Les images de vérité terrain						
Image 70	0,3968	0,6613	29	0,7673	1,1641	Oui
Image 71	0,2066	0,7966	-8	-0,2117	-0,0051	Non
Image 72	0,114	0,8866	6	0,1587	0,2727	Oui
Image 73	0,5603	0,7355	18	0,4762	1,0365	Oui

Image 74	0,4265	0,6382	6	0,1587	0,5852	Oui
Image 75	0.2271	0.8033	12	0,3175	0,5446	Oui
Image 76	0,2947	0,724	8	0.2117	0,5064	Oui
Image 77	0,3267	0,6867	4	0.1058	0,4325	Oui
Image 78	0.2270	0.7917	23	0,6085	0,8355	Oui
Image 79	0,58909	1,17	15	0,3969	0,98599	Oui
Image 80	0,5279	0,8765	54	1,4287	1,9566	Oui
Image 81	0.1310	0.8937	15	0,3969	0,5279	Oui
Image 82	0,4865	0,5186	0	0	0,4865	Oui
Image 83	0,49285	0,5086	0	0	0,49285	Oui
Image 84	0.2	0.8197	24	0,635	0,835	Oui
Image 85	0,2705	0,6815	10	0,2646	0,5351	Oui
Image 86	0,39078	0,5886	9	0,2341	0,62488	Oui
Image 87	0,2212	0,7857	-3	-0.0794	0,1418	Non
Image 88	0,33939	0,6666	6	0.1587	0,49809	Oui
Image 89	0,50938	0,5121	17	0,4498	0,95918	Oui
Image 90	0,1452	0,852	3	0,0794	0,2246	Oui
Image 91	0,3691	0,6577	6	0.1587	0,5278	Oui
Image 92	0,0899	0,9093	-2	-0,0529	0,037	Non
Image 93	0.2987	0.7769	-2	-0,0529	0,2458	Non
Image 94	0,8149	0,1988	7	0.1852	1,0001	Oui
Image 95	0,9413	0,0626	0	0	0,9413	Oui
Image 96	0.2033	0.8160	2	0,0529	0,2562	Oui
Image 97	0,5411	0,4613	1	0,0265	0,5676	Oui
Image 98	0,8577	0,5884	3	0,0794	0,9371	Oui
Image 99	0,3415	0,7043	15	0,3969	0,7384	Oui
Image 100	0,3446	0,6289	43	1,1377	1,4823	Oui

Tableau.III.2 : les résultats des paramètres calculés pour l'identification du glaucome dans un ensemble d'images couleur de la rétine.

Dans la partie d'apprentissage supervisé, une classification sera appliquée à l'aide d'un logiciel, sur un ensemble d'images. L'application de méthode K-PPV avec un nombre de voisins égal à 5 étant choisie, en évaluant leur performance avec une validation croisée égale à 5. Par conséquent, l'exactitude de l'algorithme proposé est répartie au moyen de sensibilité, spécificité, valeur prédictive et précision moyenne. Ces dernières leur calcul est basé sur quatre valeurs : Vrai positive (VP), faux positive (FP), Faux négative (FN), vraie négative (VN).

Les informations qui découlent des valeurs précédentes peuvent être rassemblés et visualisés sous forme de tableau (Tableau.III.3) dans une matrice de confusion.

matrice de confusion			
	Non	Oui	Somme
Non	1	32	33
Oui	1	67	68
Somme	1	99	100

Tableau.III.3 : la matrice de confusion

Ces paramètres sont calculés utiliser les équations suivantes respectivement :

$$\text{sensibilité(Se)}(\%) = \frac{VP}{VP+FN} * 100 \quad (5)$$

$$\text{spécificité(Sp)}(\%) = \frac{VN}{VN+FP} * 100 \quad (6)$$

$$PV(\%) = \frac{VP}{VP+FP} * 100 \quad (7)$$

$$\text{précision moyenne(Acc)}(\%) = \frac{VP+VN}{VP+FP+FN+VN} * 100 \quad (8)$$

Où

VP: quantifie la détection d'un vrai glaucome c.à.d. élément de la classe "Oui" correctement prédit.

FP: correspond à la détection d'un glaucome qui n'en est pas réellement une c.à.d. élément de la classe "Oui" mal prédit.

VN: quantifie la détection d'un vrai cas normal c.à.d. élément de la classe "Non" correctement prédit.

FN: qualifient les vrais cas du glaucome non détectées c.à.d. élément de la classe "Non" mal prédit.

III.9.2 Discussion

D'après les résultats mentionnés dans le tableau ci-dessus (Tableau.III.2), Généralement les valeurs du CDR justifiant l'existence du glaucome sont celles supérieurs ou égales à 0.3, par rapport à celles moins de 0.3 qui ne justifient pas son existence. Cependant, d'une part, dans certains cas spécifiques si la région de cup est plus proche de I ou S les valeurs justifiant l'existence du glaucome sont celles supérieurs ou égales à 0.2 dont, cela démontre que le patient souffre de dommages visuels dus a une perte sévère des jantes neurorétiniennes. D'autre part, si le CDR est supérieure à 0,3 et que la région de cup est plus proche du quadrant nasal ou temporel, cela démontre que l'état du patient est normal. Donc la nécessité d'intervention d'autres paramètres clinique comme le rapport RDR est inéluctable pour juger si le cas est glaucomateux ou sain.

En ce sens, le glaucome est soupçonneux avec un RDR moins de 0.7 car le rim neurorétinien est diminué, par contre, le RDR supérieure à 0.7 est considérée comme une image normale.

Chapitre III : Méthodes et Résultats

En revanche, En comparant les résultats obtenus à partir du rapport CDR et RDR, nous avons constaté que les deux sont opposés et leur addition est supérieur ou égale à 1. Pour cela, d'une part, lorsque la zone de cup optique est augmentée le CDR sera également augmenté, d'autre part, quand la zone du rim neurorétinien est diminuée le RDR diminue également.

Habituellement, Le glaucome endommage fréquemment les fibres nerveuses inférieures avant les fibres temporales et nasales, ce qui amincissement des jantes supérieures et inférieures et violation de la règle. Pour ce faire les ophtalmologistes ont consenti que le glaucome puisse être diagnostiqué à travers deux indicateurs qui sont la variation SI de NRR et la sommation entre le CDR et la variation SI de NRR.

En outre, dans la phase de classification, nous avons testé les quatre paramètres pour avoir des meilleures performances de notre système.

Les performances de l'approche proposée sont représentées par les résultats suivants :

- Sensibilité 98.52%.
- Spécificité 97%.
- valeur prédictive 100%.
- Taux de classification 99%.

III.10 Interface graphique

Nous présentons dans cette partie une interface qui explique les différentes étapes de notre système proposé.

- ***Environnement matériel et logiciel de programmation :***

Notre application a été réalisée sur un PC de mark TOSHIBA, 4Go de RAM sous Windows 2007.

Le langage utilisé est : Matlab version 2012.

- ***Explication du fonctionnement :***

L'interface est composée d'une fenêtre principale et des autres fenêtres, elle contient des boutons permettant d'accéder aux différentes fonctionnalités.

En exécutant le bouton « suivant » pour passer à la page suivante qui contient toutes les étapes de notre système.

III.11 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons proposé des méthodes de segmentation des régions cup et disque des images rétinienne, l'extraction de rim et classification en apprentissage supervisé.

La première étape, était l'application d'une méthode morphologique d'extraction de contour du disque optique avec la ligne de partage des eaux contrôlé par marqueur. L'évaluation et la segmentation de cup sont réalisées à l'aide de l'algorithme K-Means, ensuite en soustrayant le cup optique à partir du disque optique pour obtenir la jante neurorétinienne.

L'étape suivante concerne une détermination exacte de la valeur des taux cup-disque, rim-disque et la différence entre la distance haute et basse dans la jante neurorétinienne.

L'étape finale été la classification, nous avons utilisé un classifieur KNN supervisé afin d'avoir détecté les images glaucomateuses.

Les résultats obtenus sont très convaincants et encourageants, indiquant une grande capacité de reconnaissance et de segmentation des régions ciblées, cela étant plus clair par l'application de KNN en apprentissage supervisé.

Conclusion générale

Dans le cadre de ce mémoire, on a proposé d'étudier une nouvelle façon de détecter le glaucome par les mesures de rapport CDR, RDR, la différence entre la partie supérieure et inférieure de l'anneau neurorétinien et la sommation entre le rapport CDR et la différence car traditionnellement les ophtalmologistes sont appuyés sur les mesures de la pression intraoculaire pour les guider dans l'évaluation des patients pour le diagnostic de neuropathie glaucomateuse. Alors qu'un nombre important de patients peuvent avoir un glaucome sans PIO élevée.

Notre technique proposée fournit un algorithme récent qui aide les ophtalmologistes à détecter le glaucome à un stade précoce et à arrêter sa progression, à partir des images de fond d'œil numériques prétraitées et extraire le cup optique, le disque optique et la jante neurorétinienne.

Pratiquement, la détection du cup optique par l'utilisation des images rétiniennes est l'une des tâches difficiles car l'intensité de couleur du cup ne diffère pas beaucoup de la région du disque optique et encore la région du cup est entravée par les vaisseaux sanguins proviennent du nerf optique, pour ce la on a appliqué des prétraitements pour éviter ces problèmes ; avec un algorithme simple de k-means clustering qui donne une délimitation précise des limites, ainsi que la détection du disque optique est une étape fondamentale et stimulante de nombreuses systèmes de diagnostic ; on s'intéresse par la morphologie mathématique plus précisément la segmentation par ligne de partage des eaux LPE pour extraire ce dernier, après nous effectuons l'ellipse fitting afin d'obtenir des contours lisses pour les deux éléments segmentés. Il nous reste l'anneau neurorétinien qui extrait par la soustraction de disque optique et le cup.

Ces trois régions segmentées sont ensuite utilisées pour calculer les critères précédents dans le but de confirmer et distinguer le glaucome d'autre neuropathie optique. Par la suite un algorithme de classification supervisée KNN, cet approche est très simple et directe. Elle ne nécessite pas d'apprentissage mais simplement le stockage des données d'apprentissage. Son principe dit qu'une donnée de classe inconnue est comparée à toutes les données stockées. Donc on choisit pour la nouvelle donnée la classe majoritaire parmi ses K plus proches voisins. Il montre une performance de détection de glaucome raisonnable.

Ce travail vise à contribuer au développement d'un algorithme de détection et de classification du glaucome, il présente une plus grande précision, robustesse et est tolérant à une grande variété

d'images de La base MESSIDOR, DRIONS-DB et vérité terrain. Les résultats obtenus sont contrôlés et confirmés par des médecins ophtalmologues qui nous guident depuis le premier pas. Bien que l'algorithme fonctionne bien où la segmentation est difficile, dans les images de fond d'œil, il y a parfois des images peu focalisées ou des artefacts de l'imagerie qui font de la segmentation une tâche difficile ou échouée.

En fin, on peut conclure que notre choix des critères donne des résultats précis. Ces résultats aident au diagnostic du glaucome et sauver la vue d'un patient car S'il n'est pas diagnostiqué et traité, il peut évoluer vers une perte de la vision centrale et la cécité.

Perspectives et suites possibles de ce travail...

Une forte liaison relie le concept segmentation et classification : après cette étape une classification plus précise peut être envisagée pour identifier une image en type glaucome ou non glaucome. Les méthodes de segmentation supervisées conduisent à une grande précision, mais elles ont besoin d'une grande quantité de données étiquetées, ce qui est difficile, coûteux et lent à obtenir. En outre, elles ne peuvent pas exploiter les données non étiquetées. Par conséquent la semi automatisé de la méthode proposée dans ce mémoire semble efficace pour améliorer les résultats de segmentation avec une intervention minimale de l'expert.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] <http://www.guide-vue.fr/la-sante-de-vos-yeux/shemas-de-l-%C5%93il>.
- [2] thebrain.mcgill.ca/flash/capsules/pdf_articles/anatomie_oeil.pdf7.
- [3] <http://www.inserm.fr/dossiers-d-information/papille-optique>.
- [4] Rupert RA Bourne, « Papille optique et glaucome », revue de santé oculaire communautaire, 01 janvier 2007.
- [5] www.fondationglaucomequebec.com/.../57-que-signifie-l'excavation-du-nerf-optique.
- [6] <http://www.institutdeloeil.com/maladies-de-loeil/hypermétropie.html>.
- [7] <http://www.ophtalmologie.fr/tension-yeux-oeil.html>.
- [8] http://www.santeweb.ch/santeweb/Maladies/khb.php?Glaucome&khb_lng_id=2&khb_content_id=9542.
- [9] <http://www.fondationglaucomequebec.com/index.php/2-uncategorised/57-que-signifie-l'excavation-du-nerf-optique>.
- [10] <http://www.glaucomes.fr/diagnostic/>.
- [11] <http://www.cehjournal.org/article/examen-du-champ-visuel-et-detection-du-glaucome-guide-pratique>.
- [12] <http://www.chirurgie-refractive.info/oct.php>.
- [13] <http://www.glaucomes.fr/diagnostic/pachymetrie/>.
- [14] <http://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/Fiche.aspx?doc=glaucome-pm-traitements-medicaux-du-glaucome>.
- [15] M. Messadi, Cour interne de « La base en traitement d'image », Master1 option imagerie médicale, université de Tlemcen- faculté de la technologie-département de génie biomédical 2015-2016.
- [16] Antoine Fouille, «Digital Image Processing», ClinRadiol 2009.
- [17] http://www.univorleans.fr/mapmo/membres/louchet/teaching/timo/ben_hamadi/rapport_benhamadi.pdf.
- [18] Berrichi Fatima Zohra, Benyettou Mohamed, « L'interprétation des Images Médicales Cérébrales Segmentation par L'approche Split et Merge », Laboratoire de Modélisation et Optimisation des Systèmes Industriels : LAMOSI. Faculté des Sciences, Département d'Informatique, USTO.B.P. 1505 EL M'naouer 31000 Oran – Algérie.
- [19] <http://www.traitement-signal.com>.

- [20] Michel Beaudouin-Lafon, « Article » université de paris-sud, source : Foley & Van Dam pp815-843, p753, Gonzalez & Woods.
- [21] A. Bessaid, Cour interne de «Amélioration des images», Master1 option imagerie médicale, université de Tlemcen- faculté de la technologie-département de génie biomédical 2015-2016.
- [22] Corinne Vachier, « Extraction de caractéristiques, segmentation d'image et morphologie mathématique». Télédétection, 2004.
- [23] J.P Cocquerez, S .Philipp «Analyse d'images : filtrage linéaire et non linéaire», Masson Paris – 1995.
- [24] <http://www.ph.tn.tudelft.nl/Courses/FIP/frames/fip.html>.
- [25] M.Feroui Amel, « Traitement automatique d'images du fond d'œil : Application au recalage des images rétiniennes »mémoire de fin d'étude pour l'obtention du diplôme Magister en électronique biomédicale, juin 2009.
- [26] Aoun Maroua, Madani Habiba, « Opérateur morphologique » .Imagerie médicale, 2014.
- [27] A. Bessaid, « Opérateurs complexes et filtres morphologiques » cours de traitement d'image, Master1 option image médicale, université de Tlemcen faculté de la technologie-département de génie biomédical Tlemcen 2015-2016.
- [28] J.Serr, « Cours morpho I.3» Ecole des Mines de paris, 2000.
- [29] J.P Cocquerez, S Philipp, «Analyse d'images : filtrage et segmentation», Masson Paris – 1995.
- [30] Quo Vadis, «La segmentation des images médicales », disponible dans le site web : www.intel.elsevierhealth.com ou revues au CMPB.
- [31] Caroline Rougier, « Détection de contours », Cours de traitement d'images(IF2730), Université de Montréal(Canada).
- [32] M. Hadjidji Ismahen, «Approche morphologique pour la segmentation d'image médicales : application a la détection des lésions mammaires», mémoire de fin d'étude pour l'obtention du diplôme Magister en électronique biomédicale, juillet 2011.
- [33] Abdelli Ouardia, « Segmentation D'images Par Seuillage D'histogramme Bidimensionnels », Mémoire De Magister En Automatique, Option : Traitement d'Images Et Reconnaissance De Formes, Soutenu Le 02 Juillet 2011.
- [34] M.Messadi, « Techniques de traitement et d'analyse d'images», Master1 option imagerie médicale, université de Tlemcen- faculté de la technologie-département de génie biomédical Tlemcen 2015-2016.
- [35] Khalifa Nawres, Malek Amel, Hamrouni Kamel, « Segmentation d'images par contours actifs : Application à la détection du ventricule gauche dans les images de scintigraphie cardiaque »,

Laboratoire des Systèmes et Traitement du Signal (LSTS) Ecole Nationale d'Ingénieurs de Tunis (ENIT).

[36] Dianche-Phocian, « Segmentation d'IRM Cérébrale Multi-Séquence et Application a la Sclérose en plaques », thèse pour obtenir le titre de docteur informatique Temps réel, Robotique et Automatique, École des Mines de Paris, mars 2006.

[37] D.L.Pham, Chenyang Xu, J.L.Prince, «Current Methods in Medical image Segmentation», revue annuaire, Université Pompeu Fabra, mai 2007.

[38] Thomas Boudier, «Algorithmes et développement», Cours imagerie numériques en biologie II, université Paris6(France).

[39] A. Bessaid, «segmentation par lpe » cours de traitement d'image, Master1 option imagerie médicale, université de Tlemcen faculté de la technologie-département de génie biomédical Tlemcen 2015-2016.

[40] Y. Zhao et M. Li, «Isosurface-based level-set Framework for MRA segmentation», International Conference on Image Analysis and recognition-ICIAR 2004.

[41] Sandrine Tomeile Digarcher, « Détection automatique de fixations radioactives dans les images TEP oncologiques» Lyon 2006.

[42] Philippe Foucher, «Reconnaissance de caractères : Descripteurs de formes et classification». Télédéttection, 2004.

[43] M.A. Chikhe, cour interne de « La classification », Master2 option images et signaux en médecine, université de Tlemcen- faculté de la technologie-département de génie biomédical 2014-2015.

[44] Y.Benchaib, « La reconnaissance des formes », License, option informatique biomédical, université de Tlemcen- faculté de la technologie département de génie biomédical 2014-2015.

[45] E. Decencière, X. Zhang, G. Cazuguel, B. Lay, B. Cochener, C. Trone, P. Gain, J. Ordonez-Varela, P. Massin, A. Erginay, B. Charton and J. Klein, «Feedback on a Publicly Distributed Database: The Messidor Database», Image Analysis & Stereology, vol. 33, no. 3, pp. 231-234, 2014, <http://messidor.crihan.fr>.

[46] E. J. Carmona, M. Rincón, J. García-Feijoo and J. M. Martínez-de-la-Casa, «Identification of the Optic Nerve Head with Genetic Algorithms, Artificial Intelligence in Medicine», vol. 43, no. 3, pp. 243-259, 2008, <http://www.ia.uned.es/~ejcarmona/DRIONS-DB.html>.

[47] K. H. Zou, A. J. O'Malley and L. Mauri, «Receiver-Operating Characteristic Analysis for Evaluating Diagnostic Tests and Predictive Models», Circulation, vol. 115, pp. 654-657, 2007.

[48] C. Muramatsu, Y. Hatanaka, A. Sawada, T. Yamamoto and H. Fujita, «Computerized Detection of Peripapillary Chorioretinal Atrophy by Texture Analysis», in 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston, 2011.

- [49] C. Burana-Anusorn, W. Kongprawechnon, T. Kondo, S. Sintuwong and K. Tungpimolrut, «Image Processing Techniques for GLaucoma Detection Using the Cup-to-Disc Ratio», Thammasat International Journal of Science and Technology, vol. 18, no. 1, pp. 22-34, 2013.
- [50] Babu, TR Ganesh, and S. Shenbagadevi. «Automatic detection of glaucoma using fundus image» European Journal of Scientific Research 59.1 (2011): 22-32.
- [51] Ho, Chih-Yin et al. «An automatic fundus image analysis system for clinical diagnosis of glaucoma»Complex, Intelligent and Software Intensive Systems (CISIS), 2011 International Conference on IEEE, 2011.
- [52] K.Narasimhan, Dr.K.Vijayarekha, «An efficient automated system for glaucoma detection using fundus image», Journal of Theoretical and Applied Information Technology 2011.Vol. 33 No.1
- [53] Khan, Fauzia, et al. «Detection of glaucoma using retinal fundus images». Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 2013 6th. IEEE, 2013.
- [54]M. Madhusudhan, N. Malay, S. R. Nirmala and D. Samerendra, «Image Processing Techniques for Glaucoma Detection » ,in Proceedings of 1st International Conference of Advances in Computing and Communications, Kochi, 2011
- [55] J. Cheng, Y. Xu, F. Yin, D. W. K. Wong, N.-M. Tan, D. Tao, C.-Y. Cheng , T. Aung and T. Y. Wong, «Supapixel Classification Based Optic Disc and Optic Cup Segmentation for Glaucoma Screening», IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 32, no. 6, pp. 1019-1032, 2013.
- [56] Sobia Nazi, Sheela N Rao, «Glaucoma Detection in Color Fundus Images Using Cup to Disc Ratio» The International Journal Of Engineering And Science (IJES) Vol. 3 Issue 6 Pages 51-58, 2014.
- [57] Hafsa Ahmad, Abubakar Yamin, Aqsa Shakeel et al. «Detection of glaucoma using retinal fundus images»,IEEE 2014.
- [58] Dnyaneshwari D. Patil, Ramesh R. Manza, PhDet al, « Primary Open Angle Glaucoma Diagnosis using Neuro Retinal Rim Ratio», International Journal of Computer Applications (IJCATM) (0975 – 8887) National Conference on Digital Image and Signal Processing 2016.
- [59] Guerre, A. Martinez-del-Rincon, J. Miller, P & Azuara-Blanco, A. (2014). «Automatic Analysis of Digital Retinal Images for Glaucoma Detection». Paper presented at Irish Machine Vision and Image Processing Conference, Derry, United Kingdom.
- [60] M.Feroui Amel, « analyse des images couleur du fond d'oeil pour l'aide au diagnostic en ophtalmologie: application a la détection des pathologies rétiniennees». These de doctorat, université de Tlemcen- faculté de la technologie-Laboratoire de Génie Biomédicale, mai 2014.

[61] Fitzgibbon ,A.Pilu,M.Ficher,R.B« Direct least square fitting of ellipse»,IEEE ,T,Pattern Anal.21,476-480,1999.

[62] A.Murthi and M.Madheswaran, «Enhancement of Optique Cup to Disc Ratio Detection In Glaucoma Diagnosis », IEEE International Conference on Computer Communication and Informatics (ICCCI), Coimbatore, pp.1-5, 2012.

[63] Khetib, Hadj Abdelkader, «Détection du glaucome dans les images rétinienne» mémoire de fin d'étude pour l'obtention du diplôme Master en Signaux et Images en Médecine, mai 2015.