



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 : FEGUIRI Ahmed

**Classification du degré de sévérité de
l'hémorragie rétinienne**

Soutenu le 24 juin 2018 devant le Jury

M.	ALHABIB DAHO Mustapha	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Président
M.	HADJ SLIMANE Zine-Eddine	<i>Prof</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Mme	BENSGHIR Sihem	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examinatrice

Année universitaire 2017-2018

Dédicace

Je dédie cet humble travail :

A 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.

A mes chers frères et sœurs: Touta, Anfel, Naoufel et Mouad.

A tout les membres de ma grande famille en particulier mes grands-parents(Saïd et Khadîdja), mes tantes et oncles.

A la mémoire de mes chers grands-parents, en gage d'immense affection. Priant Dieu de leur accorder sa miséricorde(Dida et Baba djeddi El mouldi) et à tous mes oncles et tantes maternels, surtout Sidi Laroussi.

Remerciements

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

Je tiens aussi à exprimer mes plus vifs remerciements à:

Mr. HADJ SLIMANE Zine-Eddine pour m'avoir dirigé tout au long de la réalisation de ce travail.

Tous Ceux qui m'ont permis de pouvoir bénéficier d'un enseignement fructueux: Tous mes professeurs dévoués.

A mes camarades de promotion. Qu'ils puissent trouver ici, la plus sincère marque de respect que je leur témoigne.

Résumé

Notre travail s'inscrit dans le domaine de l'imagerie médicale, est réalisé pour détecter l'hémorragie, au niveau de l'œil.

L'hémorragie rétinienne est une cause majeure de cécité ou de faiblesse de la vision et ses causes sont le plus souvent, l'une des suivantes: La rétinopathie diabétique ou l'hypertension.

Pour détecter cette hémorragie, nous analysons les images de fond d'œil par le traitement numérique, dans lequel, on extrait les régions sombres des hémorragies par une méthode hybride. A la fin de notre travail, nous réalisons une interface graphique de Matlab et une classification des images .

Mots-clés: hémorragie rétinienne, classification, segmentation, éléments principaux de la rétine

Abstract

Our work is in the field of medical imaging, and performed to detect hemorrhage, at the eye level.

The eye hemorrhage is a cause of blindness or lack of vision and the cause of its appearance are mostly often one of the following: Diabetic retinopathy or hypertension.

To detect this hemorrhage, our study processes the image of the eye by analyzing the images through the techniques and tools of digital processing of images, which will be what we will rely on in our way to extract the hemorrhage we will detect it a hybrid method. At the end of our work we will try to configure the Matlab GUI and Image classification.

Key-words: Retinal hemorrhage, classification, segmentation, main elements of the retina .

المخلص

يندرج عملنا هذا في مجال التصوير الطبي ، و انجز للكشف عن وجود نزيف على مستوى العين.

النزيف في العين هو سبب كبير للإصابة بالعمى او ضعف في الرؤية و من اسباب ظهوره في الاغلب احد الامراض الاتية: اعتلال الشبكية بسبب داء السكري او ارتفاع ضغط الدم.

وللكشف عن النزيف ،نقوم بمعالجة صور قاع العين بواسطة المعالجة الرقمية للصور، التي نكشف فيها على المناطق المظلمة للنزيف بطرق مهجنة . في نهاية عملنا نقوم بتشكيل واجهة المستخدم الرسومية ماتلاب و تصنيف الصور.

الكلمات المفتاحية : نزيف شبكية العين ، تصنيف ، تقسيم ، الاجزاء الاساسية في الشبكية.

SOMMAIRE

Dédicace.....	i
Remerciement.....	ii
Résumer.....	iii
Sommaire.....	iv
Liste des figures.....	v
INTRODUCTION GENERAL.....	1
CHAPITRE I : Anatomie et physiologie de l'œil	
I.1. Introduction.....	4
I.2.L 'anatomie de l'œil.....	4
I.2.1 La sclérotique ou sclère.....	6
I.2.2La choroïde.....	6
I.2.3 La conjonctive.....	6
I.2.4 La cornée.....	6
I.2.5 Le cristallin.....	6
I.2.6 L'humeur aqueuse.....	7
I.2.7L'iris	7
I.2.8 La pupille.....	7
I.2.9 La rétine.....	7
I.2.10 Le nerf optique.....	8
I.2.11 le corps vitré.....	8
I.3. L'hémorragie en général.....	8
I.3.1.L' hémorragie rétinienne ses symptômes et ses causes.....	8
I.3.2.Les types de l' hémorragie rétinienne.....	9
I.3.2.1.L'hémorragie intra vitréenne	9
I.3.2.2.L'hémorragie du vitré.....	9
I.3.2.3.Les hémorragies pré-rétiniennes.....	10
I.3.2.4.Les hémorragies intra-rétiniennes.....	10
I.3.2.4.1)Les hémorragie punctiformes.....	10
I.3.2.4.2)Les hémorragie en flammèches.....	11

I.3.2.4.3)Les hémorragie en taches.....	11
I.3.2.5.Les hémorragies sous-rétiniennes.....	11
I.4.L'examen du fond d'œil.....	11
I.5.Rétinographe.....	13
I.6.Conclusion.....	14

CHAPITRE II : Notions théoriques sur la méthode utilisée

II.1.Introduction.....	16
II.2.Définition d'une image médicale.....	16
II.3.Définition théorique des étapes de travail à suivre.....	16
II.3.1.Prétraitement d'images.....	17
II.3.1.1.Opérateurs point à point.....	17
II.3.1.1.A-Expansion de la dynamique... ..	18
II.3.1.1.B-Egalisation d'histogramme.....	19
II.3.1.1.C.Inversion (négatif).....	20
II.3.1.2.Le filtrage (Opérateurs locaux).....	20
II.3.1.2.1.les filtres linéaires.....	20
a).Filtre moyen	21
b).filtre gaussien.....	21
II.3.1.2.2.filtres non linéaires.....	21
a).filtre médiane.....	21
II.3.1.3.Opérateurs morphologiques.....	22
II.3.1.3.1.Dilatation.....	23
II.3.1.3.2.Érosion.....	23

II.3.1.3.3.Ouverture.....	24
II.3.1.3.4.Fermeture.....	25
II.3.1.3.5.Chapeau haut de forme(ou top hat).....	25
II.3.2.La segmentation.....	26
II.3.2.1.La segmentation d'OTSU.....	26
II.3.3.Extraction des caractéristiques.....	27
II.3.4.La classification.....	28
II-2-4-1-Principes de la classification.....	28
II-2-4-2- Classification par la décision des règles	28
a).définition.....	28
b).Structure.....	29
c).Particularité des arbres de décision.....	30
II.4.Conclusion.....	30

CHAPITRE III : Résultats et discussion

III.1.Introduction.....	32
III.2.La base de données utilisée.....	32
III.3.Détection des hémorragies.....	33
III.3.1.Détection de la macula.....	33
III.3.1.1.Méthodologie.....	34
III.3.1.1.1.Prétraitement.....	34
III.3.1.1.2.Segmentation.....	35
III.3.1.1.3.Extraction da macula.....	35
III.3.2.Détection des réseaux vasculaires.....	36
III.3.2.1.Prétraitement.....	36
a).Le TOP-HAT blanc.....	36

b).Le TOP-HAT noir.....	37
III.3.2.2.Segmentation.....	38
III.3.3.L'algorithme de détection d'hémorragie.....	39
III.3.3.1.Prétraitement.....	39
III.3.3.2.Segmentation.....	40
III.3.3.3.Elimination des éléments principaux de la rétine.....	40
III.4.Extraction de paramètres.....	41
III.5.La classification.....	41
III.6.Interface graphique.....	42
III.7.Conclusion.....	46
CONCLUSION GENERALE.....	47
Références bibliographiques.....	48

Liste des figures:

Figure .I.1: Anatomie de l'œil	4
Figure .I.2: Les principaux éléments de l'œil	5
Figure .I.3: L'hémorragie pré-rétinienne.....	10
Figure .I.4: Examen du fond d'œil	12
Figure. I.5: La rétinographie.....	14
Figure II.1 : Description des étapes à suivre.....	16
Figure II.2: Exemples de courbes de transfert.....	18
Figure II.3 : La courbe tonale correspondant à l'expansion de l'histogramme.....	19
Figure II.4 : la courbe tonale correspondant à L'égalisation d'histogramme.....	19
Figure .II.5: Etape d'inversion d'image	20
Figure. II.6: Dilatation	23
Figure. II.7: Erosion.....	24
Figure. II.8: Opération d'ouverture	24
Figure. II.9: Opération de fermeture	25
Figure. II.10: schéma du principe de l'arbre de décision.....	29
Figure III.1: Présente des exemple de la base de donner Messidor.....	33
Figure .III.2: L'organigramme de la détection de la macula.....	34
Figure .III.3: L'étape de prétraitement	35
Figure. III.4: La segmentation de l'image lisser.....	35
Figure.III.5: L'extraction du macula.....	36
Figure. III.6: Résultat du TOP-HAT Blanc sur l'image du canal ver.....	37
Figure. III.7: Résultat du TOP-HAT Noir sur l'image du canal ver.....	37
Figure.III.8: Résultat final de la méthode de chapeau haut de forme(TOP-HAT).....	38

Figure. III.9: l'image segmenté du réseaux vasculaire.....	38
Figure III.10: Les étapes suivi pour la détection d'une hémorragie.....	39
Figure. III.11: Les résultats du prétraitement sur une image.....	40
Figure. III.12: Résultat de la segmentation d'Otsu sur 'image améliorée.....	40
Figure. III.13: le résultat finale d'une détection d'hémorragie après l'élimination des éléments principaux.....	41
Figure III.14: 3 images comme exemple pour la classification.....	42
Figure III.15: L'interface graphique.....	43
Figure. III.16: le bouton du téléchargement de l'image.....	43
Figure. III.17 : le résultat de la détection du réseau vasculaire.....	44
Figure. III.18: le bouton macula avec son résultat.....	44
Figure. III.19: le résultat des hémorragies détectées par le programme par un seuil de 0.21.....	45
Figure. III.20: les résultats du calcule les paramètres.....	45
Figure. III.21: les résultats de classification.....	46
Figure. III.22: l'exécution de l'interface.....	46

Introduction

L'imagerie médicale est certainement l'un des domaines de la médecine qui a le plus progressé ces vingt dernières années. Ces récentes découvertes permettent non seulement un meilleur diagnostic mais offrent aussi de nouveaux espoirs de traitement pour de nombreuses maladies. L'imagerie médicale est donc l'un des champs d'application privilégiés des techniques de l'analyse numérique d'image dans le but d'en extraire des informations précises, grâce à l'apparition d'ordinateurs de plus en plus performants.

L'analyse numérique des images consiste à un ensemble de méthodes et techniques qui rendent possible et efficace cette opération à savoir :

- Le prétraitement par lequel, on renforce la ressemblance des pixels d'une même région, dans une image, ou au contraire on accentue les différences de pixels provenant de régions différentes.
- La segmentation : dans cette étape, on isole les objets sur lesquels porte l'analyse. Elle sépare les régions selon leurs caractéristiques.
- L'extraction des paramètres c'est une étape de calcul des caractéristiques (surface, compacité, etc.).
- La classification : il s'agit de classer les images, selon les paramètres calculés pour identifier les pathologies.

Nous constatons que les ophtalmologues font le diagnostic des images d'une manière visuelle sans recours à l'informatique et cela leur prend beaucoup de temps avec une difficulté dans la prise de décision. Ce qui nous a poussés à choisir notre sujet ayant pour thème : " Classification du degré de sévérité de l'hémorragie rétinienne".

Notre travail consiste à réaliser une application à travers laquelle nous pourrions traiter des images de fond d'œil pour détecter la présence d'hémorragie. Ce travail a pour but de faciliter à l'utilisateur (Ophtalmologue) à faire le diagnostic, l'aider à prendre la décision, de surmonter les contraintes de temps et de profiter de la nouvelle technologie qui s'appuie sur l'informatique.

Nous avons divisé notre travail en trois chapitres (2 théoriques et 1 pratique):

Chapitre 1: Anatomie et physiologie de l'œil

Dans lequel, nous avons abordé les points suivants :

Anatomie de l'œil –L'hémorragie (types, causes et symptômes) –l'examen de fond d'œil.

Chapitre 2: Notions théoriques sur la méthode utilisée

Dans ce chapitre, nous avons défini l'image médicale et étudié théoriquement les opérations qui vont être suivies dans notre travail pratique:

- Prétraitement de l'image.
- Segmentation.
- Extraction des paramètres.
- Classification.

Chapitre 3: Résultats et discussion

C'est le chapitre le plus important dans notre mémoire. Dans cette partie, nous allons présenter les étapes et les opérations citées dans le chapitre précédent pour l'analyse des images fond d'œil, la détection des hémorragies et la classification de ces images. Nous allons présenter les résultats obtenues. Ensuite, nous allons créer une application (interface sur MATLAB) qui contiendra les méthodes (opérations) suivies.

Enfin, nous allons terminer par une conclusion générale qui résumera les résultats de notre travail et nous présenterons aussi quelques perspectives s'inscrivant dans la continuité de ce travail.

Chapitre I

Chapitre I : Anatomie et physiologie de l'œil

I.1. Introduction

Notre premier chapitre est consacré, en premier lieu, à définir l'œil, l'organe sensoriel le plus sensible du corps. Ses différentes parties seront aussi présentées. Puis, nous allons expliquer l'hémorragie rétinienne et ses différents types, ainsi que l'examen du fond d'œil.

I.2. L'œil et ses différentes parties

L'œil est un organe sensoriel du corps humain qui reçoit 80% des informations extérieures. Sa fonction est de transformer l'information lumineuse en influx nerveux transmis au cerveau. Il est de faible volume (6.5 cm³), il pèse 7 grammes, de forme d'une sphère d'environ 24 mm de diamètre, complétée vers l'avant par une autre sphère de 8 mm de rayon (la cornée). L'anatomie de l'œil se divise en deux : Le globe oculaire et les annexes (les muscles extra-oculaires, les nerfs, la paupière). L'œil est constitué de trois membranes: la rétine, la choroïde et la sclérotique, et de trois milieux transparents: l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitrée (Figure I.1) [1].

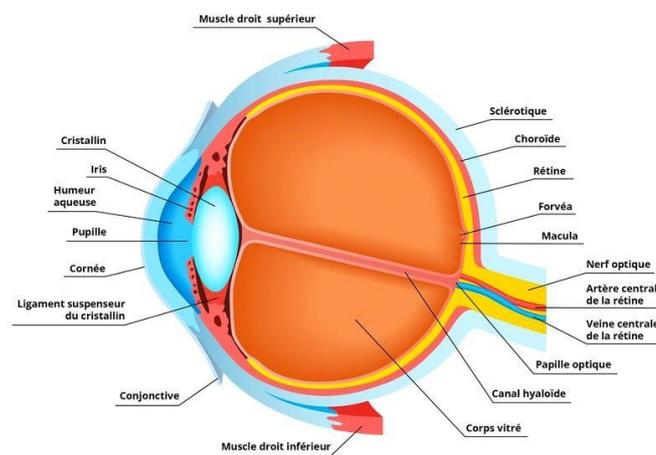


Figure I.1 : Anatomie de l'œil

L'œil est l'un des organes les plus perfectionnés de notre corps. Certainement l'un des plus importants de nos cinq sens par sa complexité et ses 13 éléments, exposés sur la figure I.2. Directement relié au cerveau, l'œil est un globe mobile qui nous permet de capter la lumière, de l'analyser et d'interagir avec notre environnement.[2]

À l'œil nu, on peut distinguer une partie blanche, la sclère ou blanc de l'œil, et une partie colorée. Cette dernière se compose d'un cercle central noir : la pupille qui s'agrandit ou se rétrécit en fonction de la luminosité extérieure. L'iris constitue le reste qui entoure la pupille et définit la couleur unique des yeux de chacun.[2]

Pour poursuivre notre progression, il reste ensuite les éléments invisibles, dont la cornée. Comparable à une lentille, la cornée est une membrane protectrice, extrêmement sensible et transparente. Puis, nous avons le cristallin, juste derrière la pupille, il est protégé par l'humeur aqueuse et sert à réfracter la lumière. C'est au travers du corps vitré que circule enfin les rayons de lumière jusqu'à notre rétine qui les traite et transmet au cerveau, par le nerf optique, un message qui sera décodé en images successives. Notre vision prend forme.[2]

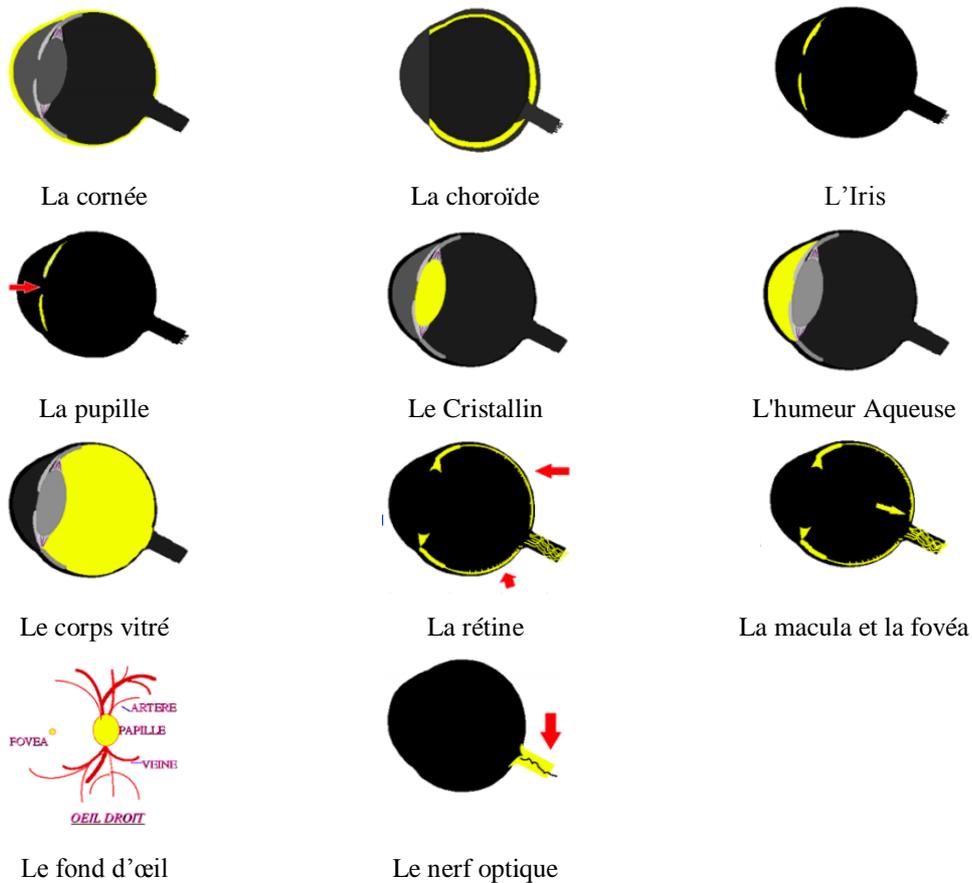


Figure I.2 : Les principaux éléments de l'œil

Voici de manière plus détaillée les différentes parties de l'œil humain présentées sur l'illustration en haut.

I.2.1. La sclérotique ou sclère

La sclérotique ou sclère, est la plus externe des tuniques du globe oculaire. Elle entoure les 4/5e postérieurs du globe. Fibreuse et inextensible, c'est la plus solide des membranes de l'œil. Elle donne insertion aux muscles oculomoteurs et se continue en avant par la cornée [3]. Cette membrane correspond au blanc de l'œil. Très résistante, elle recouvre l'œil et a pour fonction de le protéger. Elle est également reliée aux 6 muscles qui permettent le mouvement et la rotation du globe oculaire [4].

I.2.2. La choroïde

La choroïde, la couche intermédiaire de la paroi du globe oculaire. Elle est située entre la sclérotique et la rétine. C'est une couche richement vascularisée qui assure la nutrition de l'iris et des récepteurs de la rétine. Elle a aussi pour rôle de protéger l'œil d'une grande partie des rayonnements extérieurs, afin qu'il soit "étanche" comme une chambre noire [4].

I.2.3. La conjonctive

La conjonctive est une membrane muqueuse transparente qui tapisse la sclérotique et l'intérieur de la paupière. Elle ne recouvre pas la cornée qui doit rester bien transparente. Elle assure en partie la production de larmes et prévient l'entrée des microbes dans l'œil. Quand cette partie de l'œil est irritée ou enflammée, on souffre de conjonctivite [4].

I.2.4. La cornée

La cornée est une couche transparente qui recouvre la pupille et l'iris. Elle agit comme une fenêtre et transmet la lumière au cristallin et à la rétine. Pour remplir son rôle, elle doit être toujours parfaitement propre et transparente. C'est pourquoi nous clignons régulièrement des yeux et nous sécrétons des larmes qui permettent de chasser toute impureté [4].

I.2.5. Le cristallin

Situé derrière la pupille, le cristallin est une lentille qui concentre les rayons de lumière avant qu'ils n'atteignent la rétine. En changeant de forme, le cristallin modifie la distance focale de l'œil et effectue la mise au point sur des objets se trouvant à des

distances différentes. Concrètement, le cristallin se bombe pour focaliser les objets de près et devient plus plat (il se met en position de repos) pour rendre nets les objets situés au loin [4].

I.2.6. L'humeur aqueuse

L'humeur aqueuse est le fluide remplissant la partie avant de l'œil entre la cornée et le cristallin. Son rôle est d'approvisionner la cornée et le cristallin en oxygène et en nutriments. Il s'agit d'un liquide transparent, continuellement filtré et renouvelé qui contribue, avec le corps vitré, à maintenir la pression et la forme du globe oculaire. Il est essentiellement composé d'eau, mais contient aussi de la vitamine C, du glucose, de l'acide lactique et des protéines [4].

I.2.7. L'iris

L'iris est la partie colorée de nos yeux. Cette couleur dépend de l'épaisseur de l'éventail formé par les lamelles pigmentaires et de sa concentration en mélanine. Ce voile plus fin que la soie règle également la dilatation de la pupille et donc la quantité de lumière atteignant la rétine [4].

I.2.8. La pupille

La pupille est une ouverture au centre de l'iris. Elle comprend deux groupes de muscles : des fibres radiales (disposées comme les rayons d'une roue) qui élargissent la pupille et des fibres circulaires qui la rétrécissent. L'action de ces muscles modifie le diamètre de la pupille et règle la quantité de lumière entrant dans l'œil, de la même manière que le diaphragme d'un appareil photo (partie qui détermine le diamètre d'ouverture de l'objectif) [4].

I.2.9. La rétine

La rétine est une membrane épaisse d'un quart de millimètre seulement. Située au fond de l'œil, sur sa paroi interne, elle est composée de photorécepteurs qui transforment les signaux lumineux en signaux électrochimiques [4]. La rétine est constituée de deux tissus : la rétine neurosensorielle et l'épithélium pigmentaire. Elle est constituée donc de centaines de millions de cellules nerveuses photoréceptrices [4]: environ 6 à 7 millions de cônes (des cellules qui analysent la lumière) et environ 130 millions bâtonnets (des cellules qui interprètent les couleurs d'une image en la décomposant en 3 couleurs primaires : le rouge, le bleu et le vert).

La rétine transforme l'énergie lumineuse en énergie électrique. Ce signal électrique est ensuite transmis au cerveau, via le nerf optique.[4]

I.2.10. Le nerf optique

Le nerf optique relie l'œil au cerveau. Ce nerf qui mesure 4 mm de diamètre pour 5 cm de long, transmet les informations reçues par les yeux au cortex visuel. C'est lui qui permet au cerveau d'enregistrer, d'interpréter et de traduire ces informations en images [4].

I.2.11. le corps vitré

Le corps vitré est une masse gélatineuse claire et transparente capable d'amortir les chocs, entouré d'une fine membrane, la hyaloïde, qui remplit les 4/5èmes de la cavité oculaire et tapisse par sa face postérieure (hyaloïde postérieure) la face interne de la rétine. Il représente 90% du volume de l'œil. Son volume est égal à 4cc (2/3 du volume du globe). C'est un tissu conjonctif transparent, entouré par une membrane appelée membrane hyaloidienne. Il est formé de 90% d'eau [5].

I.3. L'hémorragie en général

Une hémorragie est un écoulement de sang en dehors de la circulation sanguine naturelle. Elle consiste en un simple saignement de petite quantité, comme dans le cas d'une petite plaie cutanée, ou en une grande perte de sang qui peut engager le pronostic vital. Le sang joue un rôle primordial en transportant l'oxygène aux organes.

L'hémorragie peut être extériorisée par la peau, ou par un orifice naturel (nez, bouche, oreille, œil ...etc.)[6]. Il n'est pourtant pas toujours évident de savoir d'où vient le saignement. D'autres hémorragies ne sont pas extériorisées (saignement digestif par exemple, hématomes profonds, etc.). On parle alors d'hémorragie interne. Et dans ce cas, le problème est de juger de son importance [7].

I.3.1. L'hémorragie rétinienne ses symptômes et ses causes

La rétine est comme déjà signalé, la partie de l'œil qui convertit les stimuli signaux lumineux, bioélectriques, qui, à travers le nerf optique pour atteindre le cerveau et sont transformés en images. La rétine couvre la surface interne de la partie postérieure de l'œil, et est composée de millions de cellules sensibles à la lumière appelées cônes et des bâtonnets. La circulation sanguine de la rétine est garantie par l'artère centrale de la rétine, la choriocapillaire, et un réseau dense de vaisseaux rétinien. Ces

vaisseaux sanguins peuvent être endommagés par une blessure ou une maladie, provoquant une hémorragie rétinienne, ou de minuscules taches de sang apparaissent dans la rétine.

L'occlusion de la veine centrale de la rétine se traduit donc cliniquement, par des hémorragies rétiniennes étendues, une baisse de l'acuité visuelle plus ou moins marquée, des nodules cotonneux (témoins du défaut d'irrigation sanguine ou ischémie) et un œdème papillaire. Elle est souvent associée à une atteinte artérielle rétinienne.

Etant donné que les cellules de la rétine sont très denses et sensibles, même les petites blessures peuvent entraîner de graves problèmes au niveau visuel. Certaines maladies risquent à la santé du système circulatoire, comme le diabète et l'hypertension artérielle qui peuvent également affecter les vaisseaux sanguins de l'œil. Tout dommage, d'un trouble ou d'une maladie impliquant la rétine, y compris l'hémorragie rétinienne est identifiée comme une rétinopathie [8].

I.3.2. Les types de l'hémorragie rétinienne

I.3.2.2. L'hémorragie intra vitrénienne

L'hémorragie intra vitrénienne (HIV) chez le patient diabétique complique généralement une rétinopathie diabétique proliférante non ou insuffisamment traitée par laser. Elle peut aussi survenir au cours ou après la réalisation de la photo coagulation pan rétinienne, en présence de néo vaisseaux en régression, mais encore actifs. Les HIV sont provoquées par la traction du vitré sur les néo vaisseaux lors du décollement partiel du vitré. Les HIV se nettoient spontanément dans un délai variable, mais les \emptyset dans la cavité vitrénienne peuvent également survenir en postopératoire, après vidrecome pour une HIV.

La conduite à tenir devant une HIV est variable en fonction de nombreux éléments, elle va de la simple surveillance à la chirurgie précoce associée aux anti VEGF (Vascular Endothelium Growth Factor) [9].

I.3.2.2. L'hémorragie du vitré

L'hémorragie du vitré est la présence de sang dans l'humeur vitrée, qui remplit la cavité de l'œil. L'**humeur vitrée** est la substance transparente et gélatineuse faite en grande partie de l'eau et occupant jusqu'à deux tiers du volume totale du globe

oculaire. À la partie antérieure de l'humeur vitrée, on y trouve le cristallin, et à la partie antérieure, la rétine.

Lorsqu'il y a du sang dans l'humeur vitrée, cette substance perd sa transparence, ce qui fait que la lumière ne puisse pas la traverser et le patient subisse une **perte de vision**. [10]

Les hémorragies du vitré peuvent donc avoir plusieurs degrés de gravité. Les saignements plus graves peuvent causer une perte de vision complète et soudaine, tandis que les plus faibles causent une vision floue ou l'apparition de corps flottants dans la vision. Les traumatismes oculaires, les interventions chirurgicales et les maladies vasculaires sont parmi ses causes plus fréquentes.

L'hémorragie touche la plupart des patients qui ont le diabète (rétinopathie diabétique) et la tension du sang.

I.3.2.3. Les hémorragies pré-rétiniennes

Elles masquent les vaisseaux rétiniens.

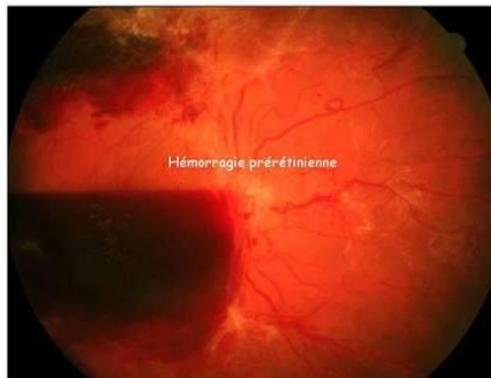


Figure .I.3. L'hémorragie pré-rétinienne.

I.3.2.4. Les hémorragies intra-rétiniennes

- Les hémorragies rétiniennes punctiformes: elles ont un aspect analogue aux microanévrismes, et il est parfois difficile de les distinguer,
- Les hémorragies en flammèches (elles siègent au dans le plan des fibres optiques),
- Les hémorragies profondes, volumineuses, "en tache" [11].

I.3.2.4.1. Les hémorragies punctiformes

Les hémorragies punctiformes sont superficielles, de petite taille (le plus souvent inférieure à 200µm), en forme de "tête d'épingle", à limites nettes, parfois difficiles à

distinguer des microanévrismes. On les observe dès les stades initiaux de la rétinopathie diabétique. En angiographie, elles restent hypofluorescentes, contrairement aux microanévrismes, réalisant un masquage localisé de la fluorescence sous-jacente.

I.3.2.4.2. Les hémorragies en flammèches

Les hémorragies en flammèches sont également superficielles mais localisées dans la couche des fibres optiques ; elles suivent la direction des fibres optiques qui sont préférentiellement localisées dans la région péri pupillaire. Lorsqu'elles sont nombreuses, elles incitent à rechercher une hypertension artérielle associée à la rétinopathie diabétique.

I.3.2.4.3. Les hémorragies en taches

Les hémorragies en taches sont plus profondes, de plus grande taille, à bords irréguliers. Elles peuvent siéger au pôle postérieur aussi bien qu'en périphérie rétinienne, elles sont localisées en bordure ou au sein de territoires rétiniens ischémiques. En grand nombre, elles témoignent indirectement d'une ischémie rétinienne étendue. Cette valeur sémiologique est importante à connaître.

I.3.2.5. Les hémorragies sous-rétiniennes

Ces hémorragies se développent dans l'espace situé sous la rétine. Le pronostic visuel des hémorragies sous-rétiniennes est très variable et dépend de leur cause. La plupart sont déclenchées par la présence de dégénérescences maculaires liées à l'âge (DMLA) 12].

I.4. L'examen du fond d'œil

Le fond d'œil est un examen ophtalmologique le plus important dans ce domaine qui permet au médecin d'observer l'intérieur du globe oculaire. Voici une présentation de cet examen, de son utilité et de son déroulement.



Figure I.4 : Examen du fond d'œil

Le fond d'œil est un examen très utile pour dépister des maladies de l'œil, mais aussi pour assurer le suivi d'affections telles que le diabète ou l'hypertension artérielle. L'ophtalmologiste va notamment vérifier que vous n'avez pas de dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA, qui concerne 10 à 20 % des personnes de plus 75 ans en France) ou de glaucome (maladie dégénérative du nerf optique qui touche 4 % de la population dans l'Hexagone) [13].

Cet examen permet notamment de visualiser :

- le vitré, sorte de gel remplissant l'œil qui présente parfois des corps flottants gênants
- la rétine, c'est-à-dire le tissu nerveux qui tapisse le fond du globe oculaire et qui est constitué de cellules captant la lumière
- la pupille, c'est-à-dire la zone circulaire qui est le point de départ du nerf optique
- la macula, un élément capital de la rétine responsable de la vision fine
- les vaisseaux sanguins rétiniens.

Le fond d'œil est un examen **indolore et** assez rapide. Il se déroule au cabinet de l'ophtalmologue, sans préparation préalable du patient.

Il existe plusieurs techniques d'examen, avec ou sans collyre servant à dilater la pupille :

- La première technique consiste à projeter une petite lumière à travers la pupille à l'aide d'un ophtalmoscope sans dilater la pupille et sans contact avec l'œil.

- Une deuxième technique, toujours sans contact avec l'œil, repose sur l'observation de la rétine à l'aide d'une lentille d'examen convexe, et toujours sans dilater la pupille et sans contact avec l'œil.

Ces deux techniques ne durent que quelques minutes.

- Une troisième technique va être utilisée quand le spécialiste a besoin d'une vision complète (centrale et périphérique) de votre fond d'œil. L'examen va être un peu plus long (une trentaine de minutes) et votre pupille sera dilatée à l'aide d'un collyre. Une vingtaine de minutes après l'instillation du collyre, le médecin va utiliser un verre à trois miroirs posé directement sur votre œil de manière à bien examiner votre rétine. " *L'examen avec dilatation de la pupille peut être un peu désagréable et éblouissant mais un collyre contenant un anesthésiant local va être utilisé de manière à ce que ce ne soit pas douloureux*", explique le Pr Gilles Renard, directeur scientifique de la Société Française d'Ophtalmologie [14].

Et dans tous les cas, l'examen ne dure que quelques minutes par œil. Il n'y a pas de contre-indications particulières et l'examen peut être effectué à tout âge, y compris chez les enfants et les personnes âgées.

I.5. Rétinographie

C'est un appareil qui permet la réalisation de photographies en couleur du fond d'œil. l'examen est totalement indolore. Il peut être réalisé sans dilatation pupillaire (Retinographe non mydriatique "RNM"). Mais si une analyse fine des 9 champs du fond d'œil est souhaitée, une dilatation pupillaire est indispensable à l'obtention de clichés de bonne qualité [15].



Figure. I.5: La rétinographie

I.6. CONCLUSION

Cette modeste étude théorique sur les points déterminés dans notre premier chapitre nous sera utile pour découvrir des méthodes qui nous aideront à détecter l'hémorragie et ses paramètres .Travail à compléter dans le chapitre qui suit.

Chapitre II

Chapitre II : Notions théoriques sur la méthode utilisée

II.1. Introduction

Avant de passer à la partie pratique, nous voyons utile de donner quelques définitions théoriques des étapes de travail que nous allons suivre avec des illustrations (images-formules).

II.2. Définition d'une image médicale

Une image médicale peut être définie comme la représentation des variations spatiales et temporelles d'une ou de plusieurs propriétés physiques d'un sujet sous investigation. On parle d'images statiques lorsque la variation temporelle de la propriété n'est pas prise en considération, autrement on parle d'images dynamiques [16].

II.3. Définition théorique des étapes de travail à suivre

On s'est basé sur un principe d'opérations pour améliorer les images du fond d'œil et faciliter la vision des maladies qu'on va chercher pour classer ces images selon des caractères extrêmes après les traitements

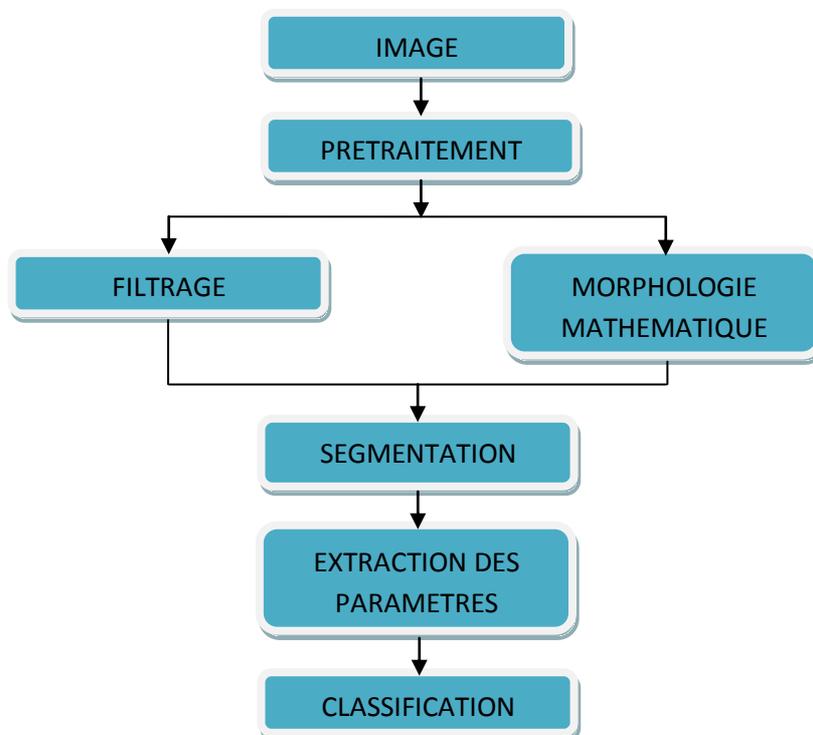


Figure II.1 : Description des étapes à suivre

II.3.1. Prétraitement d'images

Le prétraitement d'images est l'ensemble des opérations effectuées sur une image, soit pour l'améliorer, soit pour la restaurer, c'est-à-dire pour restituer aussi fidèlement que possible le signal d'origine. D'une manière générale, les méthodes de prétraitement visent soit à renforcer la ressemblance des pixels d'une même région, soit au contraire à accentuer les différences de pixels provenant de régions différentes [17].

Les images brutes obtenues après l'acquisition permettent rarement de prévenir à une extraction directe des objets. Le premier objectif du traitement est l'élimination des informations non pertinentes pour faciliter l'extraction des informations utiles à l'analyse [18].

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

II.3.1.1 Opérateurs point à point

Puisque la vision humaine est limitée, cette optimisation peut être utilisée d'abord pour améliorer l'affichage de l'image sur l'écran de l'ordinateur. Il est nécessaire d'adapter la dynamique de l'image à notre vision. On parle souvent de Look up Table ou de LUT. C'est l'opérateur le plus simple à trouver puisqu'en chaque pixel de l'image on modifie le niveau de gris avec une fonction. Cette fonction est représentée par l'une des courbes des transferts (figure II.2) qui donne en ordonnée l'image de chaque niveau d'intensité sur le dispositif des abscisses [19].

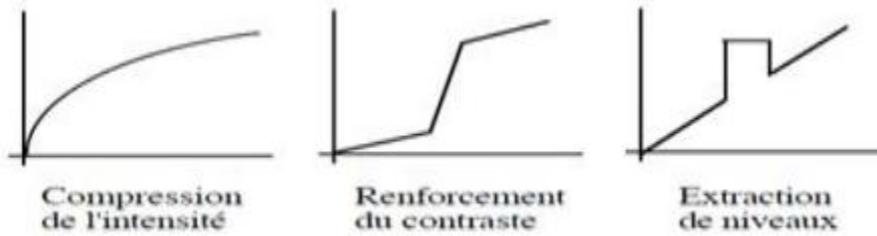


Figure II.2: Exemples de courbes de transfert[19].

- La compression de l'intensité : est utile pour les images qui ont une très grande plage d'intensité; par exemple une transformée de Fourier.
- Le renforcement du contraste : cette fonction permet d'augmenter artificiellement le contraste d'une image terne.
- 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) [19]. 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. Parmi les méthodes de traitement point par point on peut distinguer :

II.3.1.1.A. 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 la dynamique est donnée par l'expression suivante:

$$I'(x, y) = \frac{G_{max} - G_{min}}{G - g} I(x, y) + \frac{G \cdot G_{min} - g \cdot G_{max}}{G - g} \quad (II. 1)$$

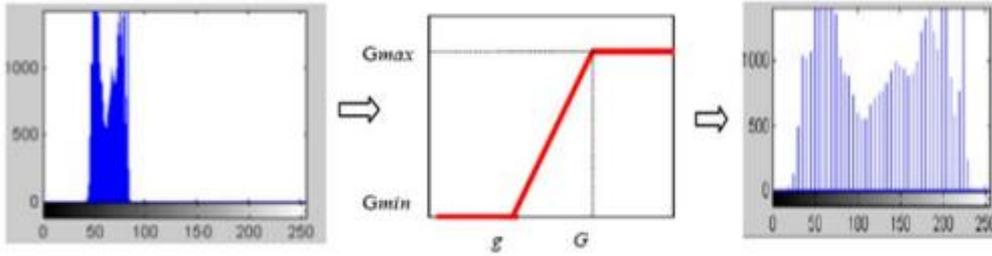


Figure II.3 : La courbe tonale correspondant à l'expansion de l'histogramme.

II.3.1.1.B. 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].

$$h_n = \frac{h(i)}{N.M} : \text{histogramme normalisé} \quad (II.2)$$

M,N: les lignes et colonnes de l'image.

$$C(i) = \sum_{j=0}^i h_n(j) : \text{histogramme cumulé} \quad (II.3)$$

$$I'(x, y) = C[I(x, y)] * 255 \quad (II.4)$$

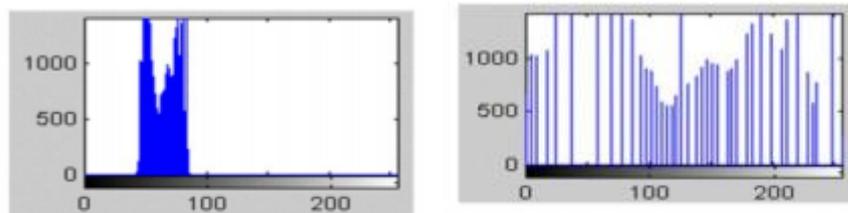


Figure II.4 : la courbe tonale correspondant à L'égalisation d'histogramme

II.3.1.1.C. Inversion (négatif)

Cet opérateur consiste à inverser en chaque pixel les niveaux de gris clairs en foncés et réciproquement. Par la formule mathématique suivante:

$$N(x,y) = 255 - I(x,y). \text{ (Image négative) (II.5)}$$

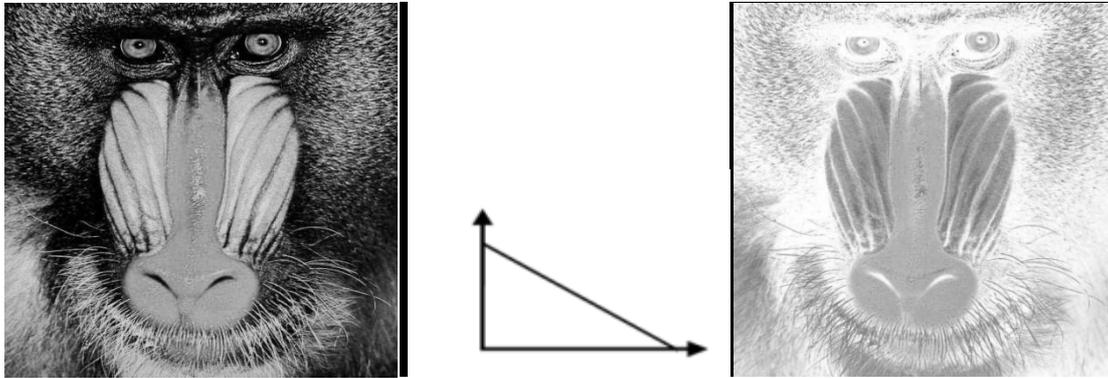


Figure II.5 : Etape d'inversion d'image

II.3.1.2. Le filtrage (Opérateurs locaux)

Le filtrage est une des méthodes les plus courantes de réduction de bruit dans une image. Son but est de diminuer l'amplitude des perturbations liées au bruit, en préservant et en accentuant les zones de transitions. On peut définir le filtrage comme le processus de remplacement d'un pixel par une valeur qui est fonction des données à proximité du pixel. On distingue plusieurs types de filtres, parmi lesquels les filtres linéaires et les filtres non linéaires. [17]

II.3.1.2.1. Les filtres linéaires

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 [21].

a) Filtre moyen :

Il s'agit d'un filtre passe-bas1 (adoucissement de l'image, atténuation du bruit). Le but est de réaliser une moyenne des niveaux de gris autour du pixel central. Une application du filtre linéaire permet de remplacer chaque point par la moyenne de ses voisins. Pour effectuer un moyennage dans un bloc voisinage de taille $d \times d$ on obtient la sortie f' :

$$f'(i, j) = \frac{1}{d^2} \sum_{n=-\frac{d-1}{2}}^{\frac{d-1}{2}} \sum_{m=-\frac{d-1}{2}}^{\frac{d-1}{2}} f(i + n, j + m) \quad (II.6)$$

b) 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 [22].

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right) \quad (II.7)$$

Le filtre gaussien donnera un meilleur lissage et une meilleure réduction du bruit que le filtre moyenne [18].

II.3.1.2.2. filtres non linéaires

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.

a) filtre médiane:

Le **filtre médian** est un filtre numérique non linéaire, souvent utilisé pour la réduction de bruit. La réduction de bruit est une étape de pré-traitement classique visant à améliorer les résultats de traitements futurs (détection de bords par exemple). La technique de filtre médian est largement utilisée en traitement d'images numériques car elle permet sous certaines conditions de réduire le bruit tout en conservant les contours de l'image.

L'idée principale du filtre médian est de remplacer chaque entrée par la valeur médiane de son voisinage. Par exemple, si on considère ces neuf pixels:

$$I = \begin{bmatrix} 2 & 12 & 12 \\ 2 & 12 & 60 \\ 2 & 2 & 12 \end{bmatrix}$$

La valeur médiane est ici 12. La sortie du filtre donnera donc ce qui a permis de remplacer la valeur aberrante par une valeur “de consensus” entre les valeurs voisines.

- ☞ Élimine le bruit impulsionnel.
- ☞ Préserve l'information de contour et peut être appliqué itérativement.
- ☞ Élimine les contours très fins. Un voisinage adapté permet de limiter cet effet.

II.3.1.3. Opérateurs morphologiques

La morphologie mathématique est une théorie essentiellement non linéaire, utilisée notamment en analyse d'image, dont le but est l'étude des objets en fonction de leur forme, de leur taille, des relations avec leur voisinage (en particulier topographie), de leur texture, et de leurs niveaux de gris ou de leur couleur. Par les transformations qu'elle propose, elle se situe à différents niveaux du traitement d'image (filtrage, segmentation, mesures, analyse de texture) et fournit ainsi des outils pour la reconnaissance des formes. La morphologie mathématique, développée à l'origine pour l'étude des matériaux poreux, trouve maintenant ses applications dans de nombreux domaines du traitement d'image, ainsi bien 2D que 3D, en biologie et cytologie quantitative, en imagerie médicale, en imagerie aérienne et satellitaire, en robotique et vision par ordinateur, en contrôle industriel non destructif, dans les études sur les documents et les œuvres d'art.

Le principe du filtrage morphologique consiste à lier 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 [1].

Les opérations les plus importantes de morphologie mathématique dont nous avons besoin dans notre projet, sont quelques-unes des processus globales de morphologie mathématique.

II.3.1.3.1. Dilatation

La dilatation est une opération morphologique de base. Pour dilater notre objet, on va centrer l'élément structurant (noyaux) en chaque pixel de l'image. 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 [23].

La dilatation morphologique d'un objet X par l'élément structurant B est définie par le principe suivant:

$$D(X, B) = X \oplus \check{B} = \left\{ x + \frac{y}{x} \in X, y \in \check{B} \right\} \quad (II.8)$$

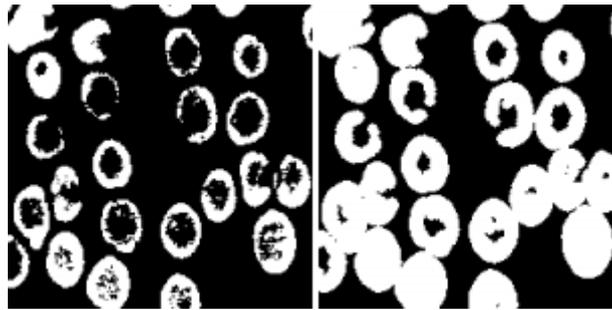


Figure II.6 : Dilatation

II.3.1.3.2. 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) [19].

L'érosion morphologique d'un objet X par l'élément structurant B est définie par le principe suivant:

$$E(X, B) = \{x \in \mathbb{R}^n / B_x \in X\} \quad (II. 9)$$

$$= \{x / \forall y \in B, x + y \in X\} = X \ominus \check{B} \quad (II. 10)$$

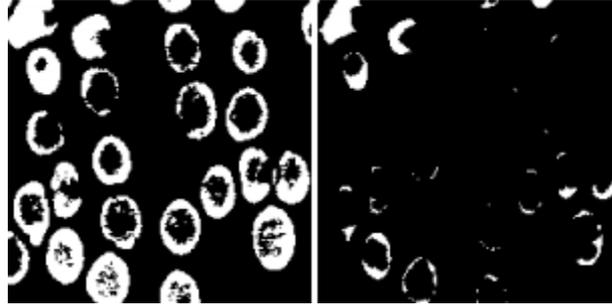


Figure II.7 : Erosion

II.3.1.3.3. 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 [24].

L'ouverture de l'ensemble X par l'élément structurant B est définie par:

$$X_B = D[E(X, B), \check{B}] \quad (II. 11)$$

$$\gamma_B(X) = X \circ B = \delta_B \varepsilon_B(X) \quad (II. 12)$$

L'ouverture a les propriétés algébriques suivantes :

- Elle est anti-extensive $(X \supset X_B)^5$
- Elle est croissante $(X \subset Y \Rightarrow X_B \subset Y_B)$
- Elle est idempotente $((X_B)_B = X_B)$

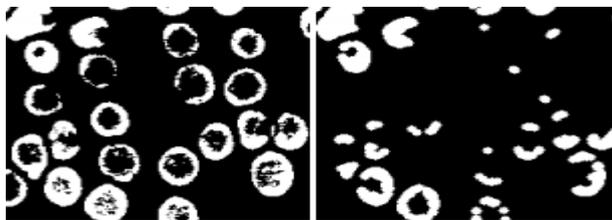


Figure II.8 : Opération d'ouverture

II.3.1.3.4. Fermeture

La fermeture, c'est le contraire de l'ouverture : on applique d'abord une dilatation, puis une érosion avec un élément structurant symétrique [19].

$$X^B = E[D(X, B), \check{B}] \quad (II.13)$$

$$\phi_B(X) = X \cdot B = \varepsilon_B \delta_B(X) \quad (II.14)$$

La fermeture a les propriétés algébriques suivantes :

-Elle est extensive ($X \subset X^B$)

-Elle est croissante,

-Elle est idempotente.

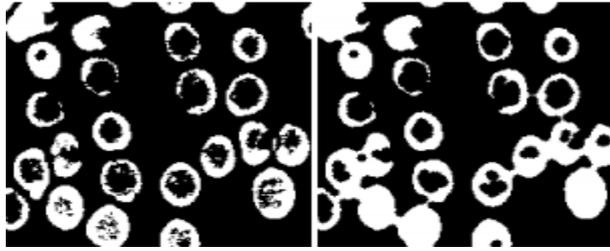


Figure II.9 : Opération de fermeture

II.3.1.3.5. Chapeau haut de forme(ou top hat)

La transformation chapeau haut de forme est le résidu entre l'identité et une ouverture. (chapeau haut de forme blanc)

$$TH_B^+(f) = f - \delta_B(f) \quad (II.15)$$

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

$$TH_B^-(f) = \phi_B(f) - f \quad (II.16)$$

Cette transformation extrait les pics étroits (plus étroits que l'élément structurant) quelle que soit leur hauteur absolue. Elle permet par exemple d'extraire des lignes fines de niveau intense par rapport à leur voisinage (telles que des routes dans une image satellitaire). L'opération duale extrait au contraire des vallées.

- 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 [19].

- 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 [4].
- Le chapeau haut de forme noir détecte, quand à lui, les structures sombres de l'image [19].

II.3.2. La segmentation

La segmentation est un traitement qui consiste à créer une partition de l'image considérée, en sous-ensemble appelés régions. Une région est un ensemble connexe de pixels ayant des propriétés communes (intensité, texture, ...) qui les différencient des pixels des régions voisines [18].

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 [25]

Correspond à l'ensemble des traitements qui permettent de diviser une image en plusieurs parties. C'est une phase préalable à toute quantification pour permettre à la machine d'identifier les zones ou les éléments d'intérêt.

I.3.2.1. La segmentation d'OTSU

La méthode d'OTSU assimile le problème de détermination d'un seuil pertinent T pour la binarisation de l'image à un problème de meilleure classification des pixels en deux sous groupes $C1T$ et $C2T$. Une des classes contient le fond et l'autre les objets dans l'image [26].

Le but est alors d'obtenir une valeur de niveaux de gris moyenne dans l'image tel qu'avec cette valeur obtenue, il ne reste plus qu'à répartir les pixels inférieurs à ce seuil ensembles et ceux supérieurs ensembles, puis donner une valeur binaire à chaque classe [26].

Nous obtenons alors la valeur de niveaux de gris moyen dans l'image par :

$$g_T = \sum_{g=0}^L g \cdot p(g) = \sum_{j=1,2} \omega_j(t) \cdot g_j(t) \quad (II.17)$$

II.3.3. Extraction des caractéristiques

L'objectif de cette étape est de classer les pixels comme étant soit hémorragies ou non -hémorragies. Par conséquent, pour enlever les faux positifs; on fait appel à une technique de classification supervisée. C'est-à-dire qu'il existe un ensemble de candidats pour lequel le résultat de classification est connu (ensemble d'apprentissage). Les classifieurs sont formés avec des caractéristiques dérivées des candidats. L'ensemble des candidats classifiés doit être suffisamment grand et représentatifs pour que les caractéristiques soient pertinentes. Donc, La meilleure classification nécessite des bonnes caractéristiques [27]. Les principales caractéristiques des hémorragies sont:

- Elles ont un fort contraste avec l'image de fond
- Arêtes vives
- Elle apparaît dans une couleur rouge foncé

1. La surface : les images couleur sont souvent corrompues par du bruit. il s'agit de variations de haute fréquence, donc des trous et des pics de petite surface. La caractéristique de la surface permet d'identifier les faux positifs dus à cette forme de bruit.

2. Le périmètre p est calculé en trouvant la longueur du pixel du bord du candidat à l'aide du contour des régions candidates.

3. La circularité permet de trouver les objets circulaires et les objets de forme allongés. elle est définie par : $\frac{p^2}{4\pi A}$ avec P est le périmètre des régions candidats sombres.

5. L'écart-type à l'intérieur de la région candidate dans l'image améliorée

5. La compacité:

$$v = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n d_j - \bar{d}}{n}} \quad (II.18)$$

avec d_j : la distance entre le centre de gravité des lésions candidats et son pixels jème de bord .

\bar{d} : est la moyenne de toutes les distances entre le centre de gravité et tous les pixels de bord, et n est le nombre de pixels de bord.

II.3.4. 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

II.3.4.1. 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 [28].

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 [28].

II.3.4.2. Classification par la décision des règles

a) définition

La décision des règles est une des nombreuses méthodes de classification. Les méthodes de classification ont pour but d'identifier les classes auxquelles appartiennent des objets à partir de certains traits descriptifs. Elles trouvent leur utilité dans un grand nombre d'activités humaines et en particulier dans la prise de décision manuel selon des règles calculer . Citons par exemple [28] :

- L'aide au diagnostic médical : à partir de la liste des symptômes d'un malade (sa **description**) la procédure de classification indique sa maladie probable (sa **classe**).

- Accord d'un prêt bancaire : à partir de la situation d'un client (sa **description**) la procédure de classification donne la réponse à la demande de prêt : oui / non (sa **classe**).
- Détection automatique des spams dans les logiciels de messagerie...
Ensemble de règles de classification basant leur décision sur des tests associées aux attributs, organisées de manière arborescente.

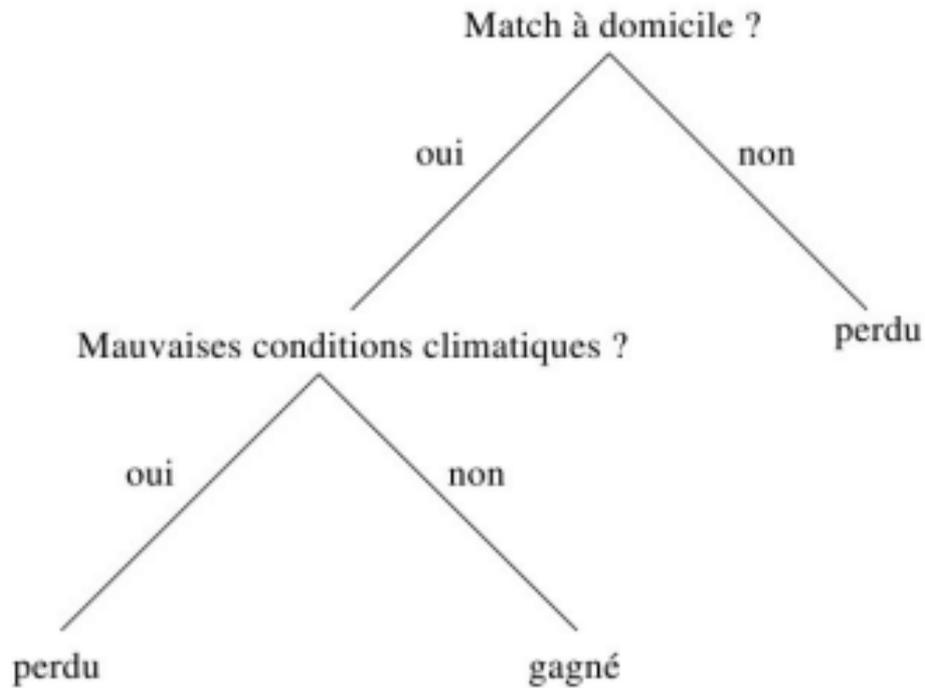


Figure. II.10: schéma du principe de l'arbre de décision

b) **Structure**

- Nœuds internes (nœuds de décision) : étiquette par des tests applicables à toute description d'une instance. Généralement, un nœud interne = test sur un unique attribut.
- Arcs issus d'un nœud interne : réponses possibles au test du nœud.
- Feuilles de l'arbre : étiquette par une classe.
- Chaque nœud interne ou feuille, est repéré par sa position (liste des numéros des arcs qui permettent d'y accéder en partant de la racine).

c) Particularité de la décision des règles

La décision des règles mettent l'accent sur la convivialité et l'intelligibilité (ou la lisibilité) des résultats en classification supervisée: sortie de résultats sous la forme de règles logiques de classification:

"SI tel ensemble de conditions sur telles variables est satisfait ALORS le cas appartient à telle classe".

Les résultats plus facilement interprétables et donc exploitables, communication plus aisée avec les spécialistes du domaine traite.

Les arbres de décision ont deux qualités appréciables :

- les décisions sont aisément interprétables,
- la classification est très rapide.

II.4. Conclusion:

Après avoir expliqué ces différentes étapes ci-dessus (prétraitement, segmentation, extraction des caractéristiques et classification), nous allons les mettre en œuvre pour créer une interface sur Matlab pour détecter la présence ou non d'une hémorragie.

Chapitre

III

Chapitre III : Résultats et discussion

III.1. Introduction

Beaucoup sont ceux qui ont fait des recherches dans le cadre de la détection des différents types de pathologie rétinienne y compris l'hémorragie. Et parmi ces chercheurs, nous citons Feroui Amel[1], qui a proposé une méthode hybride basée sur la morphologie mathématique et la classification supervisée. Un lissage par le filtre médiane des images est ensuite fait pour détecter les régions sombres sur l'image couleur du fond d'œil et après sont éliminés les éléments principales de la rétine pour prendre juste l'hémorragie.

Niemeijer et al[29]. ont proposés une méthode hybride pour la détection des micro-anévrismes et les hémorragies. Une combinaison de la méthode de chapeau haut de forme et un système de classification basé sur les pixels a été proposé pour trouver les régions candidates. La séparation entre les vrais pixels contenant les lésions a été effectuée par l'utilisation par le classifieur de k-plus proche voisinion.

Bae et al[30]. ont proposé une méthode hybride de détection de l'hémorragie. Les régions candidates ont été extraites à l'aide d'un modèle de forme circulaire adapté avec une à corrélation normalisée (NCC : normalized cross correlation (NCC)). Les hémorragies sont ensuite détectées par une segmentation par croissance de région par l'utilisation d'un seuil local et régional. La méthode a atteint une sensibilité de 85%.

Yuji Hatanaka et al[31]. ont utilisé un système CAD (computer assisted diagnosis) pour détecter les hémorragies. Ils ont obtenu une sensibilité moyenne de 85%, une limitation de cette méthode, c'est que l'absence d'une technique de normaliser images rétinienne et l'élimination des faux positifs.

III.2. La base de données utilisée

La base de données des images qu'on va utiliser pour le programme est MESSIDOR. La base d'images Messidor (Méthodes d'Evaluation de Systèmes de Segmentation et d'Indexation Dédiées à l'Ophtalmologie 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.

Cette base de données contient des images (choisie 50 image de la base de 20 en hémorragie) qui sont séparées en deux parties, une partie: des images saines et l'autre pour les images en hémorragie par un médecin spécialiste en ophtalmologie. Quelques exemples de la base d'images sont illustrés dans la figure.III.1.

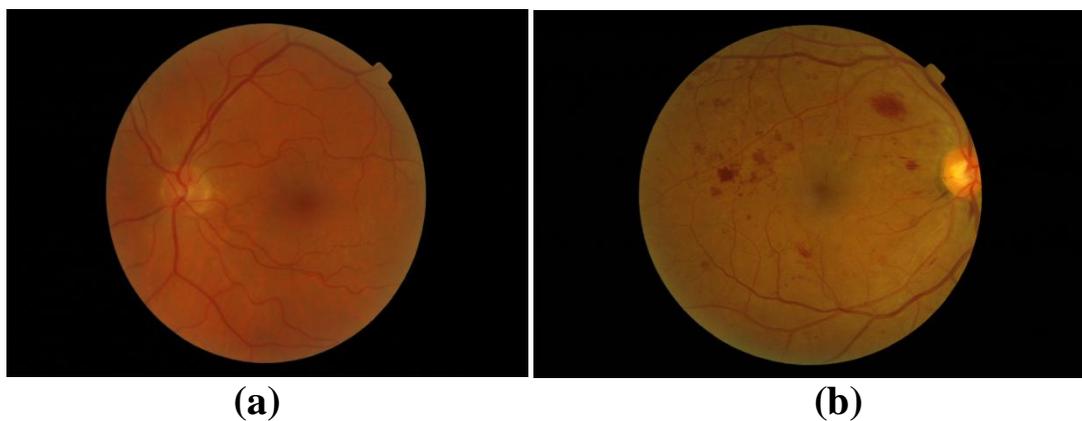


Figure III.1: Présente des exemples de la base de données Messidor.

a-image saine, b-image en hémorragie

III.3. Détection des hémorragies

Les hémorragies sont les signes les plus courants de la RD. La méthode utilisée pour la détection des hémorragies est basé sur la détection des régions sombres. L'image couleur se compose des éléments rétiniens qui sont sombres aussi. Ces régions sombres qui sont en rouge dans l'image couleur sont des éléments principaux de la rétine (Réseaux vasculaire et la Macula) avec peut être un ensemble d'hémorragie. Il nous faut d'abord détecter ces éléments avant la détection des hémorragies.

III.3.1. Détection de la macula

La macula est une zone pigmentée ovale près du centre de la rétine de l'œil et ne contient aucun vaisseau, alors elle est au centre de l'image du fond d'œil.

III.3.1.1. Méthodologie

Dans cette opération nous présentons une approche de segmentation de la macula basée sur les opérateurs morphologiques et le lissage. Les étapes de l'algorithme de détection du macula sont présentées dans l'organigramme suivant :

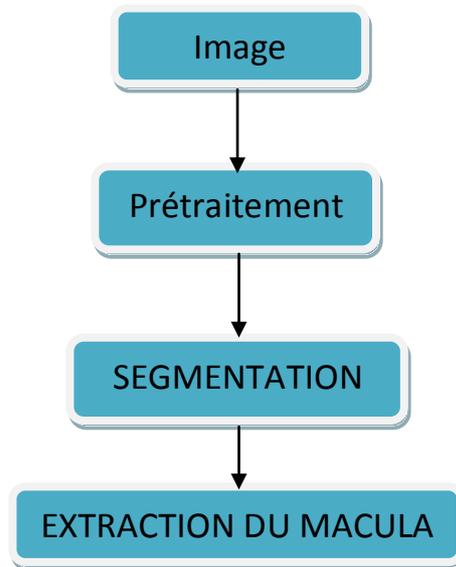


Figure III.2. L'organigramme de la détection de la macula

III.3.1.1.1. Prétraitement

Les caractéristiques du macula sont les mêmes que ceux des arbres vasculaires de la rétine. Ils ont un faible contraste. L'opération de l'égalisation adaptative d'histogramme et le filtre de gaussien sont utilisés pour augmenter le contraste de l'image et réduire les bruits. Alors on va appliquer la fermeture sur l'image améliorée pour supprimer les réseaux vasculaires et des petites lésions claires dans la région maculaire comme les exsudates.

A la fin, un lissage de l'image résultante par un filtre médiane de taille [100 100] pour prendre juste les grosses régions sombres (macula) ; et après on va augmenter le contraste de l'image lissé par une égalisation adaptative d'histogramme.

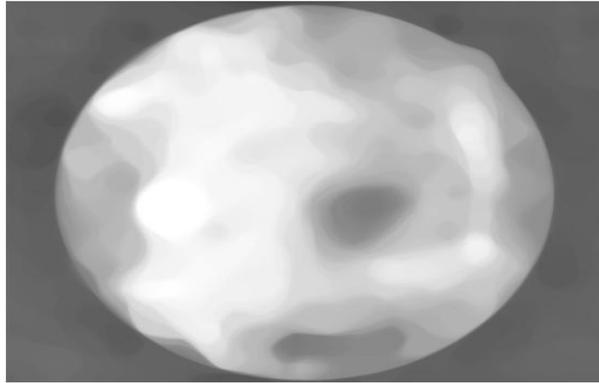


Figure III.3 : L'étape de prétraitement

III.3.1.1.2. Segmentation

L'image résultante va passer par la segmentation d'Otsu pour détecter la macula, comme on va voir dans l'image de la figure ci-dessous:

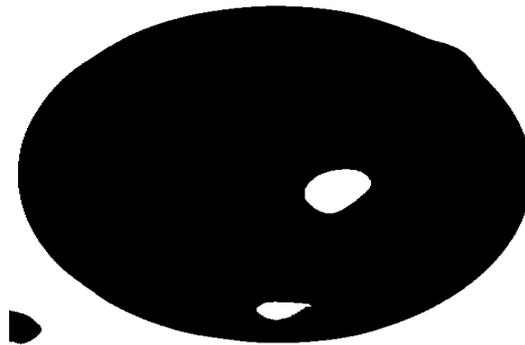


Figure III.4. La segmentation de l'image lissée

III.3.1.1.3. Extraction de la macula

La macula, comme on l'a vu ci-dessus est au centre de l'image. Il faut sélectionner les régions maculaires de toutes les images de la base de données qui ont la même position dans la plupart des images.

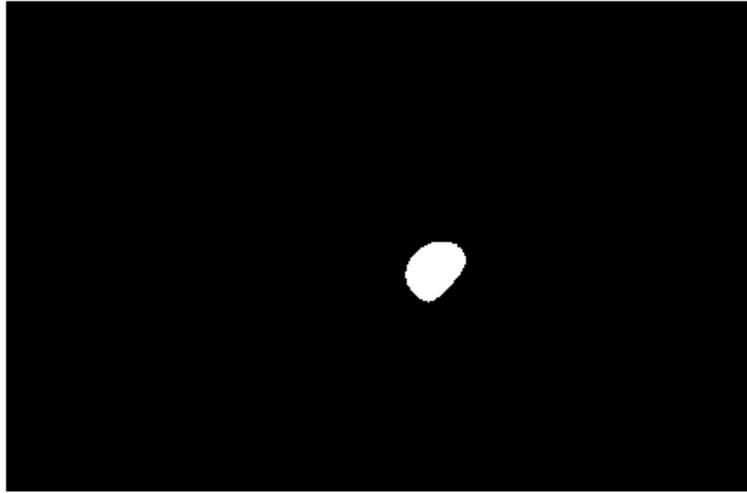


Figure.III.5: L'extraction du macula.

III.3.2. Détection des réseaux vasculaires

Pour détecter les réseaux vasculaires, nous proposons une approche basée sur la morphologie mathématique. Les étapes de cette méthode sont les mêmes suivies pour l'extraction de la macula.

III.3.2.1. Prétraitement

Le canal vert donne le meilleur résultat au niveau du contraste des vaisseaux sanguins par rapport aux autres canaux (rouge et bleu) de l'image couleur RVB. On filtre l'image par un filtre gaussien pour réduire les bruits. Et après un filtre morphologique appliqué sur l'image améliorée pour détecter les régions sombres ou bien les vallées des réseaux vasculaire par la méthode de TOP-HAT dont il y a deux types :

a) Le TOP-HAT blanc

Le TOP-HAT blanc permet de détecter ce que l'ouverture a fait disparaître, c'est-à-dire les pics ou structures claires de l'image originale [1] (Voir figure III.6)

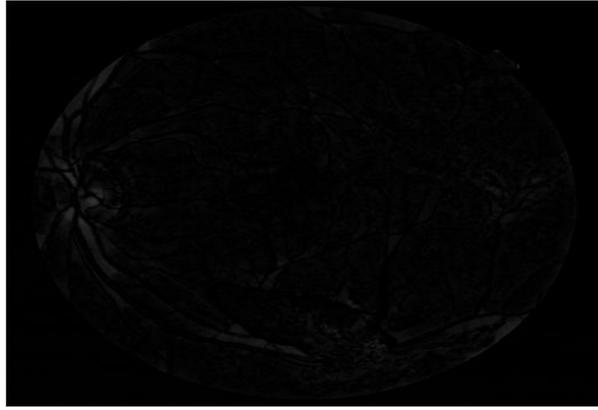


Figure III.6: Résultat du TOP-HAT Blanc sur l'image du canal ver.

b) Le TOP-HAT noir

Cette méthode permet d'extraire les vallées ou les réseaux vasculaires sont sombres (Figure III.7).

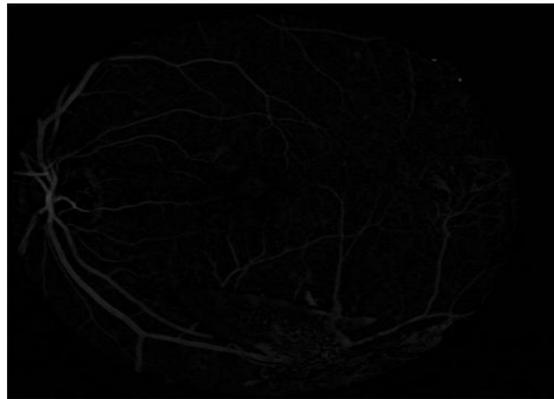


Figure III.7: Résultat du TOP-HAT Noir sur l'image du canal ver.

Le résultat qu'on voit sur la figure suivante est la soustraction des deux images résultantes par les deux types de TOP-HAT (Blanc, Noir) avec une égalisation d'histogramme sur cette image pour augmenter le contraste de l'arbre vasculaire de l'image (Figure III.8)

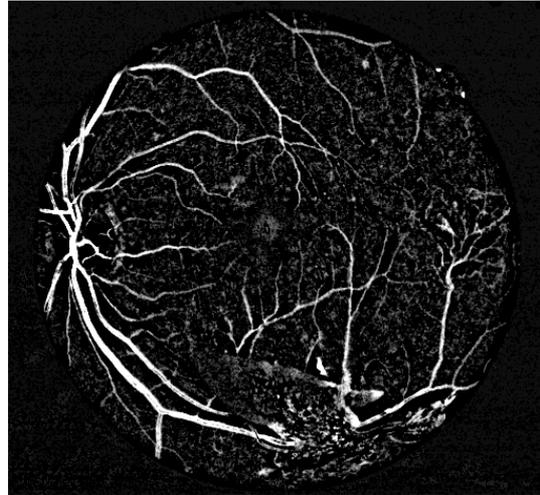


Figure III.8: Résultat final de la méthode de chapeau haut de forme(TOP-HAT)

III.3.2.2. Segmentation

La méthode de segmentation qu'on a toujours utilisée est la segmentation d'Otsu, et enfin on a une image du réseau vasculaire comme l'exemple de la figure III.9. Pour cette opération, nous n'avons pas besoin de passer à l'extraction comme le cas de la Macula, parce que c'est dans la phase de la segmentation qu'on a obtenu le réseau vasculaire.

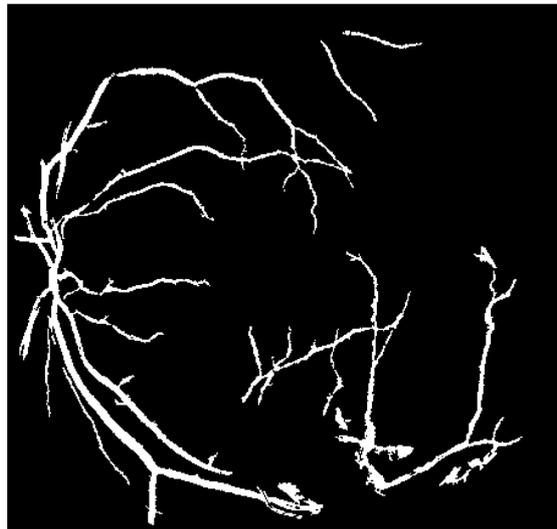


Figure III.9: l'image segmentée du réseau vasculaire.

III.3.3. L'algorithme de détection d'hémorragie

L'algorithme sur lequel on s'est basé pour extraire l'hémorragie c'est la détection des régions sombres de l'image du fond d'œil par l'organisme suivi est présenté dans la figure III.10.

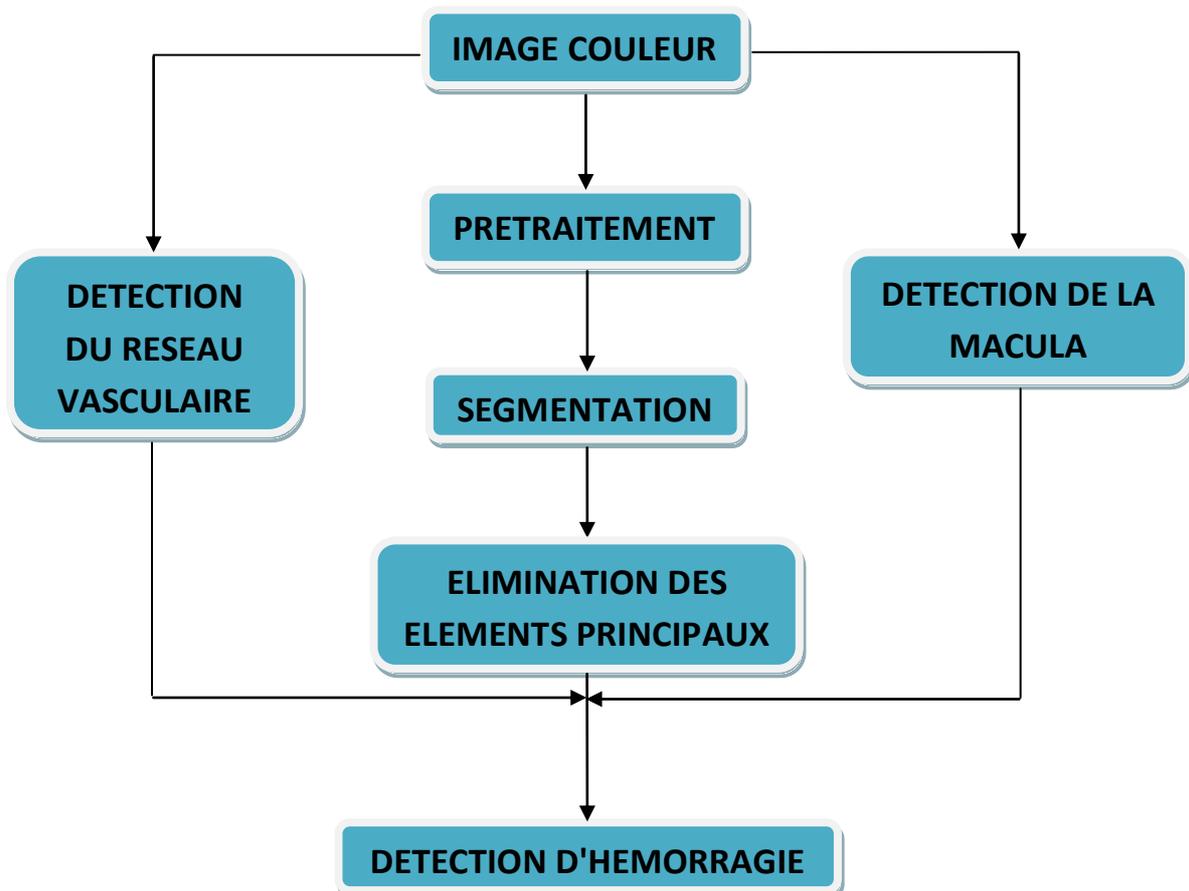


Figure III.10. Les étapes suivies pour la détection d'une hémorragie

III.3.3.1. Prétraitement

La méthode proposée consiste à extraire les régions sombres qui présentent l'hémorragie et la macula et des morceaux de l'arbre vasculaire. Dans cette section le canal vert est le meilleur espace couleur RVB car les éléments rouges (sombres) apparaissent avec le plus fort contraste dans ce canal.

Comme on a fait au début de chaque traitement, on va réduire les bruits par un filtre gaussien. Après on inverse l'image pour augmenter le contraste de cette image. Par cette inversion de l'image, le contraste des régions sombres (les hémorragies, macula et les réseaux vasculaire) est plus augmenté. Avec l'égalisation adaptative d'histogramme, il y a juste une augmentation du contraste des régions sombres qui deviennent plus identifiés. et on va faire la même opération (inversion, égalisation adaptative d'histogramme) sur l'image résultante avec une ouverture par un élément structurant circulaire pour éliminer le maximum possible du réseaux vasculaire, pour prendre juste les régions qu'on cherche. A la fin on a l'image finale qui a les parties les plus importants, les résultats sont présentés sur la figure III.11.

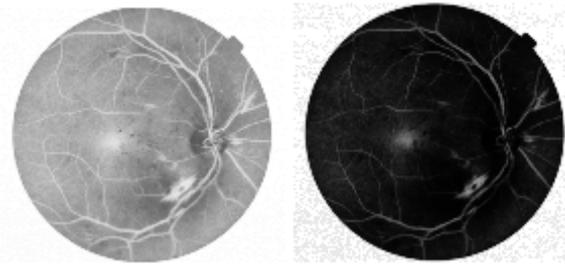


Figure III.11. Les résultats du prétraitement sur une image

III.3.3.2. Segmentation

Une segmentation d'Otsu est appliquée sur l'image améliorée. La figure III.12. ci-dessous en présente le résultat (régions sombres).



Figure III.12: Résultat de la segmentation d'Otsu sur l'image améliorée.

III.3.3.3. Elimination des éléments principaux de la rétine

La suppression de la macula et de l'arbre vasculaire est appliquée sur l'image segmentée par la soustraction pour qu'il ne reste que l'hémorragie, si elle existe. Le

résultat après l'élimination des éléments principaux de la rétine est présenté dans la figure suivante:

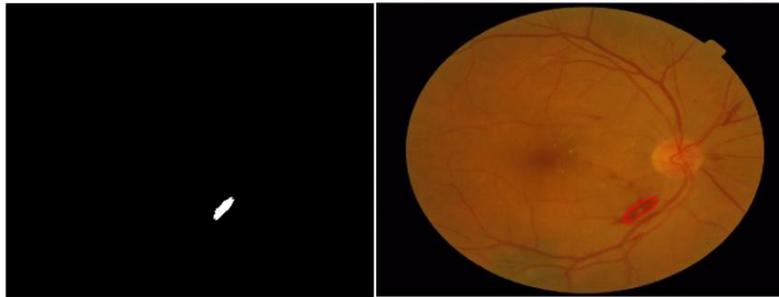


Figure III.13. le résultat finale d'une détection d'hémorragie après l'élimination des éléments principaux

III.4. Extraction de paramètres

Avant de classifier les images, on calcule les caractéristiques (surface, compacité, écart type, etc.) sur les images résultantes pour savoir s'il existe une hémorragie ou non.

Comme c'est mentionné dans le chapitre II, il existe plusieurs paramètres qui indiquent l'hémorragie. Mais avec notre programme, nous n'avons besoin que de la surface (calcul de la quantité de la région détectée par le programme) et la compacité (calculée pour montrer qu'il y a plusieurs régions détectées).

	Image saine	Image en hémorragie
La surface	0 et inférieur à 24	Supérieur à 25
La compacité	Inférieure à 1	Supérieur à 1

III.5. La classification

C'est l'étape finale de notre travail, dans laquelle nous avons utilisé le classifieur de la décision des règles étant le rapide pour cette application.

	Le seuil	La surface	La compacité	Le résultat de l'arbre de décision
Image 01	0.27	2014	3.82	Présence d'hémorragie
Image 02	0.35	7542	65.9	Présence d'hémorragie sévère
Image 03	0.35	0	NAN	Absence d'hémorragie



Image 01

Image 02

Image 03

Figure III.14: 3 images comme exemple pour la classification

Le tableau ci-dessus contient le calcul des paramètres (règles) avec les classes du classifieur sur les 3 images de la figure III.14 .

Image01 : il y a une hémorragie non sévère.

Image02 : il y a une hémorragie sévère.

Image03 : il n'y a pas une hémorragie.

Le classifieur classer les image selon les paramètres calculer par des règles étudier .

III.6. Interface graphique

Pour faciliter à l'utilisateur l'accès à tout ce qu'on a fait comme traitement des images et classification des hémorragies des images du fond d'œil, une interface graphique sous Matlab a été réalisée.

L'interface graphique créée se présente comme suit :

Une fenêtre principale du programme :

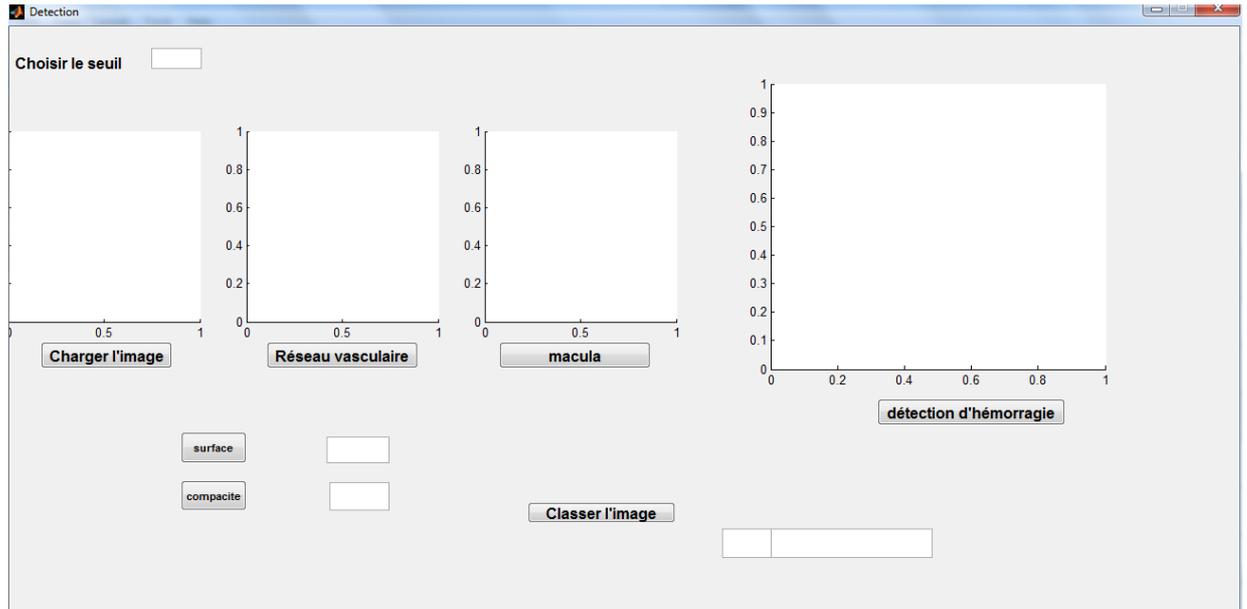


Figure III.15. L'interface graphique

Cette fenêtre contient un nombre de boutons pour afficher les résultats obtenus :

- Un bouton pour charger l'image et permet à l'utilisateur d'ouvrir l'image choisie.

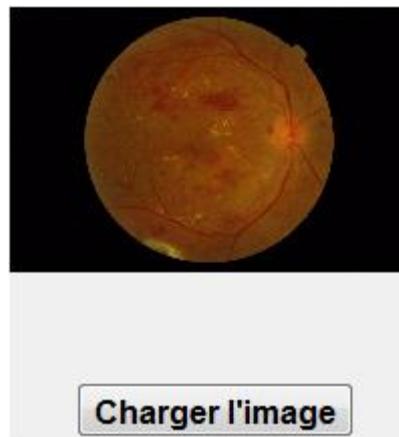


Figure.16: le bouton du téléchargement de l'image.

- 2 Boutons pour extraire les éléments principaux de la rétine (la macula, réseau vasculaire).
 - *Premier bouton nommé réseau vasculaire pour afficher le résultat de la détection de l'arbre vasculaire.

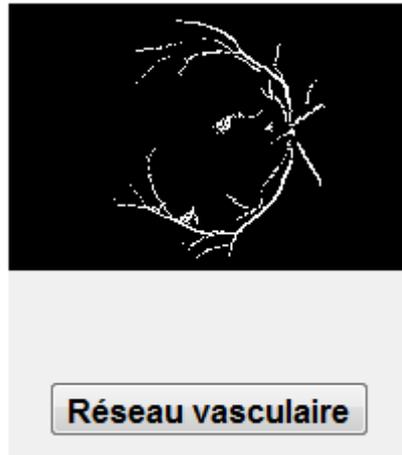


Figure III.17: le résultat de la détection du réseau vasculaire.

Un deuxième bouton dont le libellé est « macula » permet d'accéder à l'application « extraction du macula ».

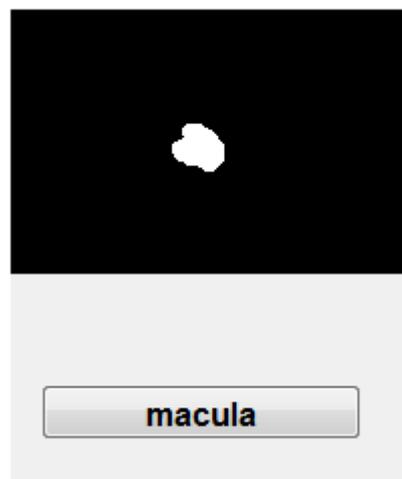


Figure III.18: le bouton macula avec son résultat.

- Bouton de détection des régions en hémorragie.

Ce bouton résume la détection des régions sombres avec l'élimination des éléments principaux des résultats présentés ci-dessus. Et affiche le contour final des régions en hémorragie, comme le présente la figure suivante:

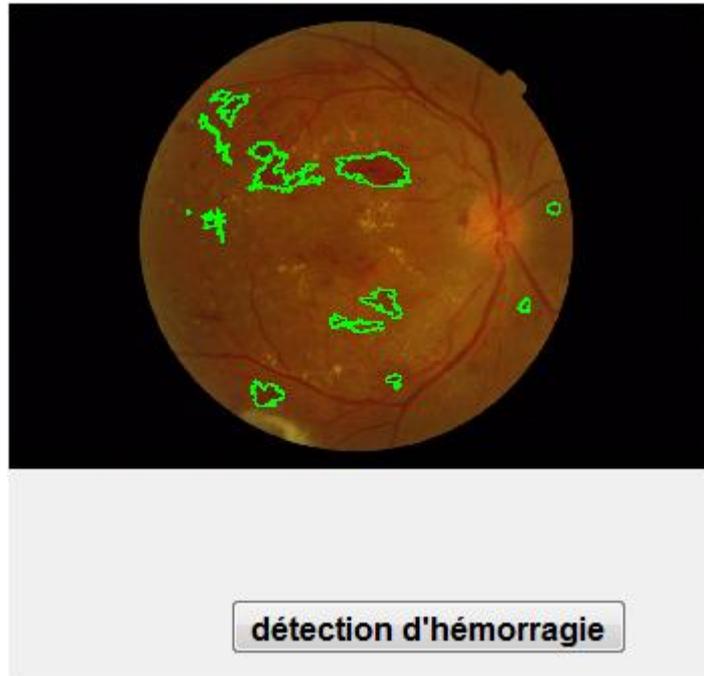


Figure III.19: le résultat des hémorragies détectées par le programme par un seuil de 0.21.

- 2 Boutons pour calculer les paramètres de la région candidate.

La figure suivante présente des exemples de ces deux boutons pour calculer les paramètres.



Figure III.20: les résultats du calcul des paramètres.

- Un bouton de classification d'image selon les paramètres calculés(existence ou non d'hémorragie, son grade pathologique).



Figure III.21: les résultats de classification.

La figure suivante présente l'exécution de l'interface et contient tout ce qu'on a fait dans notre travail pour afficher les résultats et classifier les images.

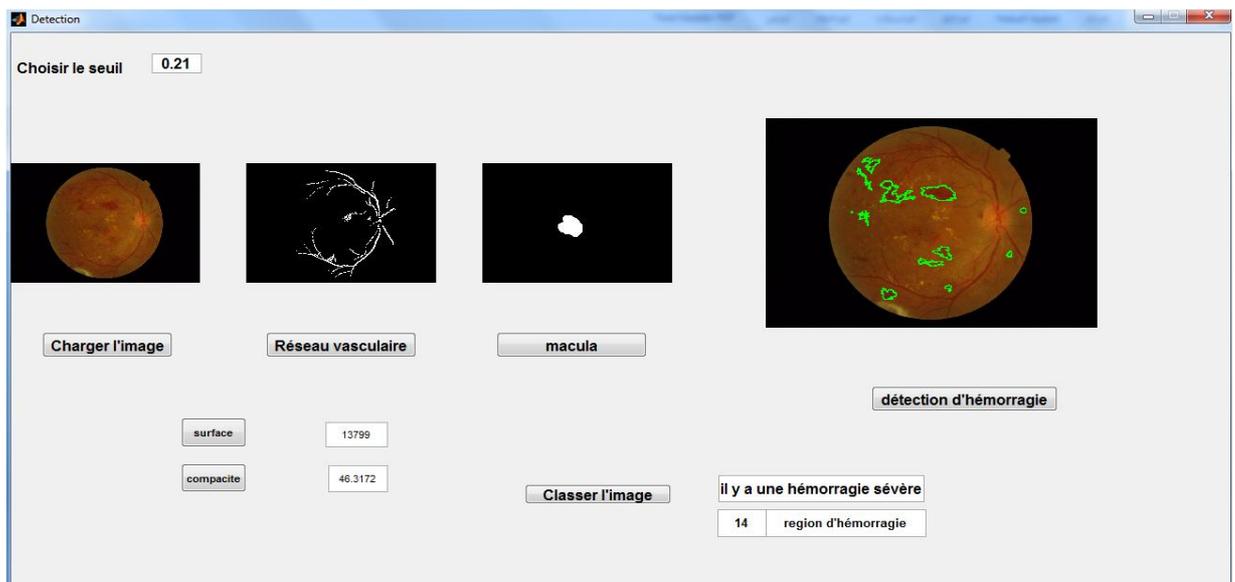


Figure III.22: Résultat d'exécution de l'interface.

III.7. Conclusion

Dans ce chapitre, une interface graphique a été réalisée englobant tous le travail réalisé afin de faciliter l'accès à l'utilisateur aux différentes applications réalisées dans le cadre de ce mémoire.

Conclusion

Dans ce mémoire, nous avons présenté une méthode hybride de détection des hémorragies dans les images du fond d'œil. Cette technique proposée fournit un algorithme récent qui aide les ophtalmologistes de faire un diagnostic rapide et flexible à l'aide d'une application réalisée pour la classification de ces images et la prise de décision d'existence de l'hémorragie.

Ce travail entre dans le cadre de développement d'un système d'analyse des images du fond d'œil, en utilisant des outils de traitement. Notre méthode utilisée est basée sur un principe des étapes suivies comme suit : un prétraitement, une segmentation, extraction de paramètres et classification, pour la détection des hémorragies. Nous commençons, tout d'abord, la détection des régions sombres qui peuvent être soit des hémorragies soit d'autres éléments rétiens ayant les mêmes caractéristiques que les hémorragies. Ces éléments sont ensuite détectés par d'autres algorithmes. L'un est basé sur la morphologie mathématique pour la détection des réseaux vasculaires (1^{er} élément). L'autre est basé sur le lissage par des filtres médians pour la détection du deuxième élément qui est la macula.

Après l'élimination de ces éléments, on calcule les paramètres du résultat obtenu pour passer à la classification. Les paramètres calculés sont : la surface et la compacité. Par la surface on calcule le volume des hémorragies. Et par la compacité on connaît la forme et le nombre des régions en hémorragies. Dans les images saines rien ne peut être détectées par ces paramètres.

Le classifieur utilisé pour la classification des images du fond d'œil de la base de données Messidor, est l'arbre de décision. Ce dernier donne un bon résultat de classification d'images parce qu'il s'est basé sur des conditions déterminées de décision d'existence des régions en hémorragie.

Perceptives:

Ce travail est réalisé pour faire une application qui aide les ophtalmologistes pour le diagnostic des hémorragies par le traitement des images du fond d'œil. Dans le cadre de la continuité de ce travail, nous souhaitons arriver à la création d'autres applications qui seront toujours au service de l'ophtalmologie, par exemple:

- Une application de détection de tous les types d'hémorragie existant dans l'image du fond d'œil.
- Une application de traitement de toutes les maladies par l'analyse des images du fond d'œil.
- La classification qui permet la décision d'existence de ces maladies.
- Un compte rendu final de l'image du patient.

Références bibliographiques:

[1] 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 Electronique Biomédicale, université de Tlemcen juin 2009.

[2] <https://www.optoplus.com/sante/anatomie-de-l-oeil/> (le 25/06/2018)

[3] Cours **Anatomie & Physiologie** CNFSOC/ISOs

[4] <https://www.gralon.net>(le 25/06/2018)

[5] LAZZOUNI Sarra« **Contusions oculaires à globe fermé**», mémoire d'obtention de diplôme de docteur en médecine. Université du Tlemcen20113/2014.

[6] <https://sante-medecine.journaldesfemmes.fr/faq/13436-hemorragie>(le 25/06/2018)

[7] <http://www.docteurcllic.com/symptome/hemorragie.aspx>(le 25/06/2018)

[8] <http://sante.hosk.info/>

[9] A. LecLeire-coLLet.Article. Du Revues générales (vitré) www.realites-cardiologiques.com(le 25/06/2018)

[10] <https://icrcat.com>(le 25/06/2018)

[11]Cours **de sémiologie oculaire** . Compus d'ophtalmologie- collège des ophtamologistes Universitaire de France(COUF) 2013.

[12] www.institutmacula.com(le 25/06/2018)

[13] www.doctissimo.fr(le 25/06/2018)

[14] www.doctissimo.fr(le 25/06/2018)

[15] www.ophtalmo-madar-laciotat.com(le 25/06/2018)

[16]MEKHALDI Nadia, « **ANALYSE DES IMAGES MEDICALES PAR DES TECHNIQUES HYBRIDES : APPLICATION A LA DETECTION DES KYSTES RENAUX** ». Mémoire De Magister En informatique, Option : Simulation et intelligence artificielle. 2014

[17] Cours du **Option de traitement d'images** Licence de Sciences de la vie, semestre 1 Université de NiceSophia Antipolis Semaine du 12 novembre 2007

[18] Melle MEDJAOUI Amina ,Mme FARES Fadia, «**Segmentation des Images par Contours Actifs: Application sur les Images Satellitaires à Haute Résolutions**» Mémoire Master en Informatique, Soutenu le 02 Juillet 2012.

[19] BENALI Warda et BELARBI Imane Halima, «**Détection et classification du glaucome dans les images rétiniennes**». Mémoire De Master en Génie Biomédicale Université de Tlemcen. Soutenu le 19 septembre 2017.

[20] A. Bessaid, Cour interne de «**Amélioration des images**», Master1 option imagerie médicale, université de Tlemcen- faculté de la technologie département de génie biomédical 2016-2017.

[21] <http://www.traitementsignal.com>(le 25/06/2018).

[22] J.P Cocquerez, S .Philipp «**Analyse d'images : filtrage linéaire et non linéaire**», Masson Paris – 1995.

[23] Aoun Maroua, Madani Habiba, «Segmentation et caractérisation des lésions dermatologique par l'approche multifractale» .Mémoire De Master en Génie Biomédicale Université de Tlemcen. Spécialité Imagerie médicale, *Soutenu le 24 mai 2016*.

[24] A. Bessaid, cour interne de traitement d'image: « **Opérateurs complexes et filtres morphologiques** », Master1 option image médicale, université de Tlemcen faculté de la technologie-département de génie biomédical Tlemcen 2016-2017.

[25] 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.

[26] SAYAH Nor El Houda et DJELTI Sarah «**ETUDE DES METHODES D'ANALYSE DE LA TEXTURE DES IMAGES MEDICALES ARM**» Mémoire De Master en Génie Biomédicale Université de Tlemcen .Soutenu le 18 septembre 2017

[27]NAMANE Mohammed Abdelfattah et LAID Houd «**EXTRACTION DES PATHOLOGIES RETINIENNES PAR DES METHODES DE CLASSIFICATIONS**» Mémoire De Master en Génie Biomédicale Université de Tlemcen. Soutenu le 25 juin 2014

[28] M. Benchaib , «**cours de classification**» Master2 option image médicale, université de Tlemcen faculté de la technologie-département de génie biomédical Tlemcen 2017-2018.

[29]Niemeijer, M., van Ginneken, B., Staal, J., Suttorp-Schulten, M. S. A., and Abramoff, M. D. «**Automatic detection of red lesions in digital color fundus photographs** ». IEEE Transactions on Medical Imaging vol 24, no 5 , PP.584 – 592. May 2005.

[30] Bae JP, Kim KG, Kang HC, Jeong CB, Park KH, Hwang JM, «**A Study on Hemorrhage Detection Using Hybrid Method in Fundus Image**» ,J. Digital Image, vol.24(3), pp. 394-404, June 2011.

[31] Yuji Hatanaka, Toshiaki Nakagawa, Yoshinori Hayashi, Yutaka Mizukusa, Akihiro Fujita, « **CAD scheme to detect hemorrhages and exudates in ocular fundus images** » Medical Imaging, Vol. 6514, 65142M, 2007.