

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Saâd Dahlab, Blida
USDB.



Faculté des sciences.
Département Informatique.

*MEMOIRE DE FIN D'ETUDE EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME DE
MASTER ACADEMIQUE EN INFORMATIQUE*

Option : Génie logiciel.

Thème :

*Détection des structures anatomiques et des
exsudats pour le diagnostic de la
rétinopathie diabétique*

Présenté par : ZAMIME Amel
ZEMIR Amina

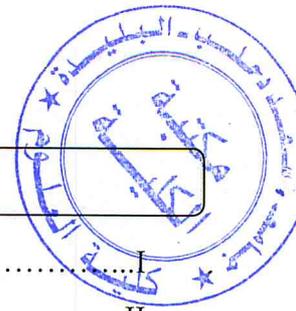
Promotrices: N . Benblidia
FZ . Rguieg

Devant le jury composé de :

Mr. AIDJA	USDB	President.
Mm. RGUIEG	USDB	Examinatrice.
Mm. BACHA	USDB	Examinatrice.

- 2012/2013 -

MA-004-191-1



Sommaire

Résumé	II
Abstract.....	II
ملخص	III
Liste des figures.....	IV
Liste des tableaux.....	IV
Liste des abréviations.....	V
Introduction générale	1

Chapitre I : Contexte médical

I.1 - Introduction.....	3
I.2 - Anatomie de l'œil.....	3
I.3 - La rétine.....	6
I.4 – Examens.....	8
I.4.1 - Le fond d'œil.....	8
I.4.2 - Examen d'angiographie rétinienne.....	9
I.4.2.1 - technique et équipement.....	9
I.4.2.2 - Examen d'angiographie rétinienne à la fluorescéine.....	10
a. Photographies avant injection de fluorescéine.....	11
b. Photographies après injection de fluorescéine.....	11
I.4.3 - Exploration de la rétine.....	12
I.5 - Pathologies touchant l'œil.....	13
I.5.1 - Le décollement de la rétine.....	13
I.5.2 - Les maladies dégénératives de la rétine.....	14
I.5.3 - Les maladies inflammatoires de la rétine.....	15
I.5.4 - Les maladies vasculaires de la rétine.....	16
I.5.5 - Les tumeurs de la rétine.....	16
I.6 - La Rétinopathie Diabétique.....	16
I.6.1 - Œil et diabète.....	16
I.6.2 - Présentation de la maladie.....	17
I.6.3 - Les symptômes de la maladie.....	18
I.6.3.1 - Micro anévrismes.....	18

I.6.3.2 - Les exsudats.....	18
I.6.3.3 - Les hémorragies rétinienne.....	19
I.6.3.4 - Les Anomalies microvasculaires intra rétinienne (AMIR).....	19
I.6.3.5 - Les néovaisseaux.....	20
I.6.3.6 - L'œdème maculaire.....	20
I.7 - Classification et processus de la rétinopathie diabétique.....	21
I.8 – Dépistage et surveillance de la rétinopathie diabétique	22
Conclusion.....	23

Chapitre II : Techniques de détection des pathologies rétinienne

o Introduction.....	24
II.1 - Traitement d'images.....	24
II.2 - Traitement d'images rétinienne.....	25
II.3 - Techniques de détection des pathologies rétinienne.....	26
II.3.1 - La détection des microanévrismes MAs	26
II.3.1.1 - Objectifs	26
II.3.1.2 - Les propriétés des microanévrismes dans des images rétinienne.....	27
II.3.1.3 - Segmentation des microanévrismes.....	27
II.3.1.4 - Détection de microanévrismes par seuillage.....	29
II.3.1.5 - Détection des microanévrismes dans des images angiographique.....	29
II.3.2 - La détection des exsudats.....	30
II.3.2.1 - Objectifs.....	30
II.3.2.2 - Les propriétés des exsudats dans des images rétinienne.....	31
II.3.2.3 - Segmentation des exsudats.....	31
II.3.2.4 - Segmentation des exsudats par fuzzy C-means clustering.....	32
II.3.2.5 - Détection des exsudats par reconstruction morphologique.....	33
II.3.3 - La détection des hémorragie.....	34
II.3.3.1 - Objectifs.....	34
II.3.3.2 - Les propriétés des hémorragie dans des images rétinienne.....	34
II.3.3.3 - Un algorithme de détection des hémorragie.....	35
II.4 – Détection des structures de la rétine.....	36
II.4.1 - Détection de l'arbre vasculaire.....	37

II.4.1.1 - Objectifs.....	37
II.4.1.2 - Segmentation de l'arbre vasculaire.....	37
II.4.1.3 - Analyse et reconnaissance des vaisseaux rétiniens.....	38
II.4.2 – Détection du disque optique.....	38
II.4.2.1 - Objectifs.....	38
II.4.2.2 - Segmentation du disque optique.....	38
o Conclusion.....	39

Chapitre III : Détection des exsudats et de l'arbre vasculaire

o Introduction.....	41
III.1 – Données utilisées.....	41
III.2 – La sélection de l'espace couleur	42
III.3 – Détection des exsudats et du disque optique.....	43
III.3.1 – Architecture globale.....	43
III.3.2 – Détection du disque optique.....	45
III.3.2.1 – Présentation.....	45
III.3.2.2 – Algorithme appliqué.....	47
III.3.3 – Détection des exsudats.....	50
III.4 – Détection de l'arbre vasculaire.....	50
III.4.1 – Architecture globale.....	50
III.4.2 – Description des différents modules.....	52
o Conclusion.....	54

Chapitre IV : Implémentation, tests et résultats

o Introduction.....	55
IV.1 - Environnement de travail.....	55
IV.1.1 – Matériel.....	55
IV.1.2 – Langage.....	55
IV.1.2.1 – Introduction au MATLAB.....	55
IV.1.2.2 – Interface principale.....	56
IV.1.2.3 - Domaines d'utilisation.....	57
IV.2 – Présentation du logiciel et étapes de conception.....	57
IV.2.1 – Détection du disque optique.....	59

IV.2.2 – Détection des exsudats.....	62
IV.2.3 – Détection du réseau vasculaire.....	65
o Conclusion.....	67
Conclusion et perspectives.....	68
Références bibliographique.....	69

Liste des figures

Figure I.1 : Anatomie de l'œil humain.....	3
Figure I.2 : La tunique externe.....	4
Figure I.3 : La tunique moyenne.....	4
Figure I.4 : L'iris.....	4
Figure I.5 : La tunique sensitive.....	5
Figure I.6 : Le cristallin.....	5
Figure I.7 : L'humeur aqueuse.....	5
Figure I.8 : Le corps vitré.....	5
Figure I.9 : La rétine.....	6
Figure I.10 : Macula et fovéa.....	7
Figure I.11 : Fond de l'œil.....	8
Figure I.12 : Schéma de principe de l'angiographe.....	9
Figure I.13 : Clichés d'angiographie rétinienne avant injection de fluorescéine.....	11
Figure I.14 : Courbes d'absorption et d'émission du sodium de la fluorescéine.....	12
Figure I.15 : Photo de la rétine d'un œil atteint de dégénérescence maculaire.....	14
Figure I.16 : Dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA).....	15
Figure I.17 : La rétinopathie diabétique d'un œil normal à gauche et d'un œil atteint de (DR) a droite.....	17
Figure I.18 : vision altérée par rétinopathie diabétique.....	17
Figure I.19 : Des exsudats dans des images couleurs.....	19
Figure I.20 : Signes au fond d'œil.....	20
Figure I.21 : Réalisation du dépistage de la RD.....	23
Figure II.1 : Organigramme du système de traitement d'image.....	25
Figure II.2 : Synoptique de détection de microanévrisme.....	29
Figure II.3 : Différentes étapes de l'algorithme de détection des microanévrismes.....	30
Figure II.4 : Des exsudats dans des images couleur de la rétine.....	31
Figure II.5 : Segmentation des exsudats.....	33
Figure II.6 : Différents étapes de détection des exsudats.....	34
Figure II.7 : Algorithme de segmentation du disque optique.....	39
Figure III.1 : Architecture globale de détection des exsudats et du disque optique.....	44
Figure III.2 : Une image typique de la rétine et les directions latérales temporelles et nasale.....	45

Figure III.3 : La reconstruction morphologique.....	49
Figure III.4 : Architecture globale de détection du réseau vasculaire.....	51
Figure III.5 : Résumé de la segmentation de l'AV.....	54
Figure IV.1 : Interface de MATLAB.....	56
Figure IV.2 : Interface principale D-EX-AV.....	57
Figure IV.3 : Les images de la base Diaret-db1.....	58
Figure IV.4 : Le choix d'une image.....	58
Figure IV.5 : L'image après la phase prétraitement.....	59
Figure IV.6 : La tasse.....	59
Figure IV.7 : La papille.....	60
Figure IV.8 : Le disque optique contourné.....	60
Figure IV.9 : Le résultat de l'algorithme de détection du disque optique.....	61
Figure IV.10 : Les régions contenant des exsudats.....	62
Figure IV.11 : Image filtrée.....	62
Figure IV.12 : Image binarisée et seuillée.....	63
Figure IV.13 : image segmentée et exsudats détectés.....	63
Figure IV.14 : Le résultat de l'algorithme de détection des exsudats.....	64
Figure IV.15 : Le réseau vasculaire détecté.....	65
Figure IV.16 : Détection de l'arbre vasculaire.....	66
Figure IV.17 : Détection de la papille et les exsudats.....	66

Liste des tableaux

Tableau II.1 : comparaison entre les algorithmes développé par les différents groupes.....	28
Tableau II.2 : Caractéristiques des luminances de certaines structures pathologiques rétiniennes.....	36
Tableau II.3 : Le score publié de segmentation du réseau vasculaire sur des ensembles de données publiques.....	37

Liste des abréviations

AMIR : Anomalies Micro vasculaires Intra-Rétiniennes.

DMLA : Dégénérescence Maculaire Liée a l'Age.

EDC : Echographie Doppler Couleur.

FCM : Fuzzy C means.

FO : Fond d'œil.

GT : Ground Truth.

IAF : Images d'Angiographies à la Fluorescéine.

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique.

MA : Microanévrismes.

OCT : Tomographie à Cohérence Optique.

RD : Rétinopathie Diabétique.

RDF : Reconnaissance es Formes.

RDNP : Rétinopathie Diabétique Non Prolifèrente.

RDP : Rétinopathie Diabétique Prolifèrente.

RGB : Rouge Vert Bleu.

SLO : Scanning Laser Ophtalмосcope.

Introduction generale

Introduction générale

L'analyse d'images médicales est l'un des domaines de recherche qui attire actuellement l'intérêt des scientifiques et des médecins. Il se compose de l'étude des images numériques avec l'objectif de fournir des outils informatiques qui aident à la quantification et la visualisation d'intéressant structures pathologiques et anatomiques. Les médecins peuvent maintenant examiner l'intérieur du corps humain pour diagnostiquer, traiter, surveiller les différents mécanismes plus qu'auparavant. Le médecin peut ainsi obtenir une aide à la décision, être rassuré des tâches répétitives et recevoir régulièrement des mesures précieuses. Toutefois, il s'agit d'une tâche pluridisciplinaire et nécessite une connaissance approfondie dans de nombreuses disciplines, telles que le traitement d'image et la vision par ordinateur, le modèle systèmes experts et la reconnaissance.

La rétinopathie diabétique (RD) est une complication fréquente du diabète et la première cause de cécité dans la population active des pays occidentaux. C'est une maladie silencieuse et ne peut être reconnue par le patient lorsque les changements dans la rétine ont progressé à un niveau que le traitement est compliqué et presque impossible. La prévalence de la rétinopathie varie avec l'âge d'apparition du diabète et de la durée de la maladie.

La CDCP prévoit que le nombre des personnes touchées va augmenter de 130 à 350 million au cours des 25 prochaines années [CDCP 2011]. Toutefois, seule la moitié des patients sont conscients de la maladie.

La progression rapide de la RD est l'un des plus grands défis de nos jours. Le nombre de personnes touchées continue d'augmenter à un rythme alarmant et les ophtalmologistes ne seront pas en mesure de répondre aux demandes de santé d'une population diabétique augmentée.

Objectifs

L'objectif de ce mémoire est d'exploiter et de développer les capacités de rétinoographies numériques afin de créer un système automatisé pour le dépistage de la RD peu coûteux et à haut débit. Le but de ce travail est de développer un algorithme pour segmenter les exsudats et le réseau vasculaire. En plus des objectifs précédents, comme la recherche d'autres techniques dans le contexte de dépistage de la rétinopathie diabétique.

Des méthodes d'amélioration d'images, de segmentation des éléments principaux et de détection de lésions caractéristiques à la Rétinopathie Diabétique ont été étudiées, et une série de nouvelles techniques ont été développés et testés pour atteindre cet objectif.

On a envisagé une maladie très fréquente et importante dans nos sociétés : la rétinopathie diabétique, Nous allons discuter de l'importance de cette maladie, leur évolution et les points de départ pour une aide au diagnostic par le traitement d'image.

Présentation du mémoire

Ce mémoire est divisé en 4 chapitres :

Le premier chapitre : présente les informations fondamentales nécessaires pour comprendre pleinement les termes médicaux et les techniques et les dispositifs utilisés pour imager la rétine. Il illustre aussi les principales pathologies rétiniennes telles que la Rétinopathie Diabétique.

Le deuxième chapitre : présente les algorithmes et les techniques qui ont été développés pour la détection des lésions caractéristiques à la Rétinopathie Diabétique. Ces algorithmes sont essentiels à la fois pour le dépistage de masse, assisté par ordinateur et pour le suivi et l'analyse quantitative de clichés pris lors d'examen successifs.

Le troisième chapitre qui est le cœur de ce mémoire : présente la technique utilisée pour la détection des exsudats, du disque optique et du réseau vasculaire.

Dans le quatrième chapitre : nous décrivons notre environnement de travail, et le logiciel MATLAB qui est utilisé dans notre programmation. Les expérimentations menées sur des images couleur permettent d'illustrer les différentes étapes des algorithmes de détection des exsudats et du réseau vasculaire. Enfin nous concluons et nous donnons des perspectives pour la future recherche dans ce domaine.

Chapitre 1

Le contexte médical

I.1 - Introduction

L'œil est une merveille de la nature, un des organes les plus perfectionnés de notre corps. Miroir de nos émotions et de nos pensées secrètes ; les yeux nous apportent une quantité fabuleuse d'informations car ils contiennent des photorécepteurs sensibles à la lumière. Le fonctionnement de l'œil peut être comparé à ce qui se passe quand on prend une photographie. Comme l'appareil photographique, les yeux permettent le contrôle de la focalisation d'une quantité de lumière à travers une lentille sur une surface photosensible ou une pellicule. Mais les yeux sont bien différents d'un appareil photographique, car après que l'image soit produite, elle est intégrée dans le système nerveux central [GT, 1999].

Dans ce chapitre préliminaire, nous commençons par décrire brièvement l'anatomie du fond d'œil en nous focalisons sur la rétine, et la deuxième partie sera dédiée à la description de la Rétinopathie Diabétique en particulier l'épidémiologie et la physiopathologie de cette maladie.

I.2 - Anatomie de l'œil

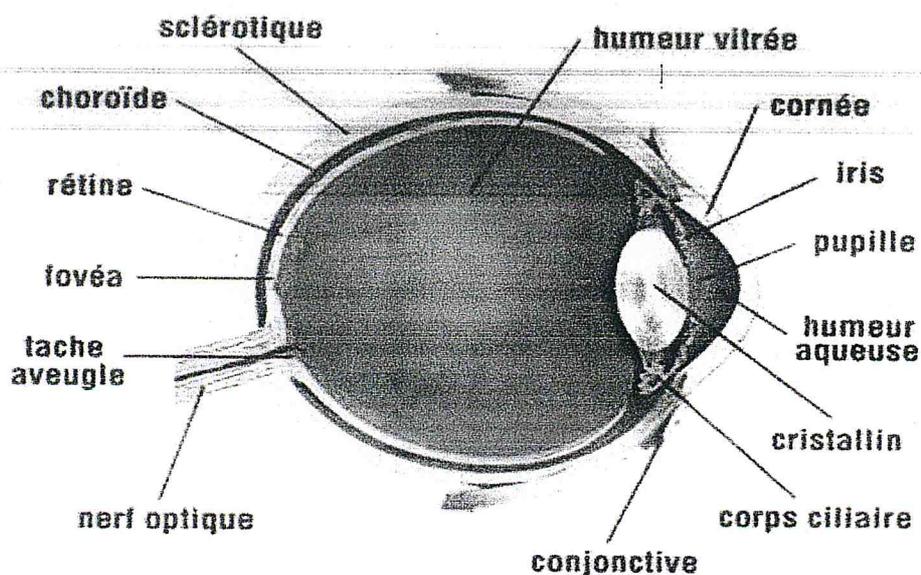


Figure I.1 : Anatomie de l'œil humain

L'œil est l'organe de la vision. Il est de faible volume (6.5 cm³), pèse 7 grammes, et a la forme d'une sphère d'environ 24 mm de diamètre (Figure I.1), complétée vers l'avant par une autre demi-sphère de 8 mm de rayon, la cornée [KS, 2000].

- La tunique externe (ou tunique fibreuse)

Elle est composée de deux parties très proches en position et en utilité :



Figure I.2 : La tunique externe

- **La sclérotique** est le blanc de l'œil. Elle est entourée d'une membrane très fine et transparente qui s'appelle la conjonctive. C'est elle qui donne la forme de l'œil.

- **La cornée** est le prolongement le plus bombé de la sclérotique, elle est transparente donc laisse entrer la lumière dans l'œil. La cornée contient 78% d'eau. Elle est recouverte en permanence par des larmes répartis sur l'œil grâce aux clignements. De plus, c'est la seule muqueuse qui ne contient pas de vaisseaux sanguins, l'apport en oxygène se fait par l'air ambiant. Ces deux membranes permettent de protéger l'œil.

- La tunique moyenne

- **La choroïde** est une couche riche en vaisseaux sanguins pour nourrir l'iris et la rétine. Elle est située entre la sclérotique et la rétine. De plus, elle contient de nombreux pigments colorés et forme un écran de telle sorte que l'intérieur de l'œil soit comme une chambre noire.

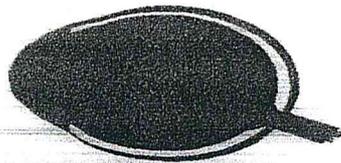


Figure I.3 : La tunique moyenne

- **L'iris** est ce qui donne la couleur à l'œil. Il permet de réguler la quantité de lumière qui rentre dans l'œil. C'est un diaphragme qui, lorsqu'il y a trop de lumière, se contracte pour réduire la pupille pour laisser passer moins de lumière. Au contraire, lorsqu'il n'y en a pas assez, l'iris se relâche pour agrandir la pupille pour laisser passer plus de lumière.



Figure I.4 : L'iris

- Le muscle du corps ciliaire permet de modifier la forme du cristallin. Il permet de « faire la mise au point ».

-La tunique sensitive

- La **rétine** est la couche sensible à la lumière grâce aux photorécepteurs (les cônes et les bâtonnets). Elle possède 2 types de photorécepteurs :

- La **macula et la fovéa** sont une zone de la rétine où il y a une forte concentration en cônes. Cette concentration permet la vision nocturne.

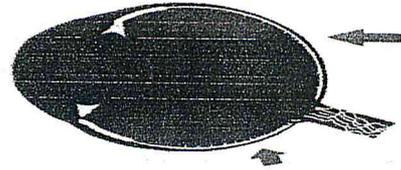


Figure I.5 : La tunique sensitive

-La pupille

Il s'agit d'un trou au centre de l'iris permettant de faire passer les rayons lumineux vers la rétine. Son diamètre dans les conditions de lumière normale est entre 3 et 6 mm.

-Le **cristallin** est une lentille transparente biconvexe. C'est à dire que la lentille nous sert d'objectif pour voir net. Son rayon de courbure peut varier et c'est grâce à cela que nous pouvons voir en faisant le point sur plusieurs distances différentes. Il se déforme sous l'action du muscle ciliaire.



Figure I.6 : Le cristallin

-L'humeur aqueuse

C'est un liquide transparent, continuellement filtré et renouvelé qui, avec le vitré, maintient la pression et la forme du globe oculaire.



Figure I.7 : L'humeur aqueuse

-Le corps vitré

Le corps vitré est un peu comme un gilet pare-balle pour œil car il permet d'amortir les chocs grâce à sa masse gélatineuse (de couleur claire). Il compose à 90 % le volume de l'œil. Il permet de rigidifier l'œil.

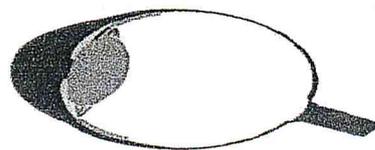


Figure I.8 : Le corps vitré

-Le nerf optique

C'est lui qui permet de transmettre les images reçues par les cônes et les bâtonnets au cerveau. Les fibres optiques du fond de l'œil se rejoignent pour former le nerf optique [RM, 1999].

I.3 - La rétine

La rétine est le siège principal de la vision. Elle tapisse le fond du globe oculaire et est principalement constituée de cellules photo-réceptrices, appelées les cônes et les bâtonnets. Il s'agit d'un tissu neuronal très fin, qui fait partie du Système Nerveux Central, de 0,1 à 0,5 mm d'épaisseur, organisée en dix couches de cellules. Ces derniers analysent la lumière qui arrive après avoir été focalisée et filtrée par la cornée et la pupille. L'information visuelle est ensuite transmise au cerveau par le nerf optique [GT, 1999].

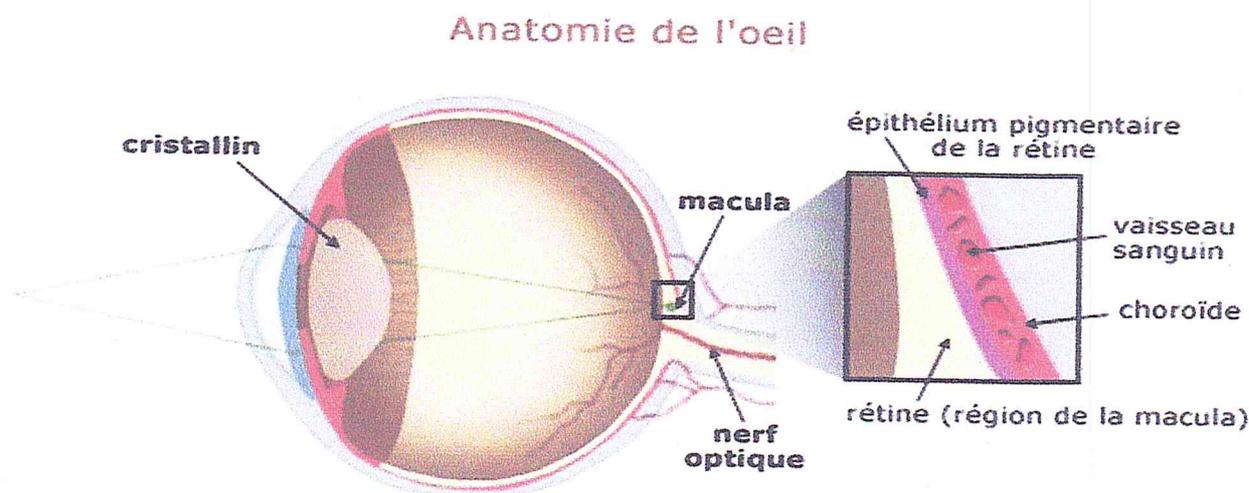


Figure I.9 : La rétine

-La macula

La macula correspond à une légère fossette située au centre de la rétine : c'est à cet endroit que l'acuité visuelle est maximale. Le nom de tache jaune vient du fait que cette zone possède une coloration jaunâtre par rapport au reste de la rétine. D'autre part la macula correspond à une partie de la rétine ne contenant aucun vaisseau. Sa vascularisation est assurée en profondeur par la choroïde, qui est la membrane sous-jacente à la rétine, et en périphérie par les vaisseaux de la rétine elle-même.

-La fovéa

La fovéa est la zone de la rétine où la vision des détails est la plus précise. Elle se situe dans le prolongement de l'axe optique de l'œil.

La fovéa n'est peuplée que de cônes. Leur densité est si importante que nous pouvons voir une tache plus foncée sur la photo de la rétine ci-dessous, correspondant à la fovéa. Les cônes nous permettent d'avoir la meilleure résolution optique. Les bâtonnets quant à eux sont répartis sur la rétine périphérique, qui donne une impression générale du champ de vision avec peu d'acuité visuelle.

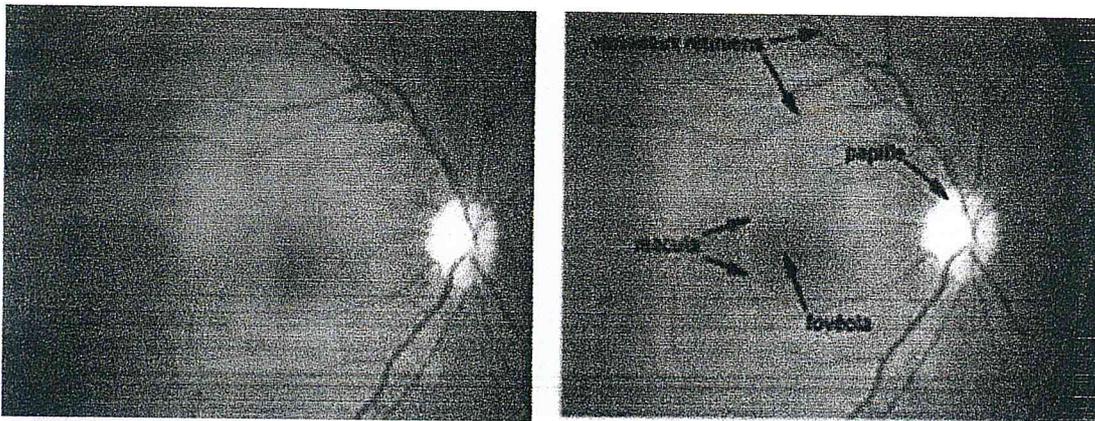


Figure I.10 : Macula et fovéa

-Les cônes et les bâtonnets

Les cônes possèdent chacun 3 pigments visuels. Ces pigments visuels permettent de discerner les couleurs. Ainsi, chacun capte une des 3 couleurs primaires : rouge, bleu, vert. De plus, ils sont situés au centre de la rétine.

Les bâtonnets servent quant à eux à la vision crépusculaire. Ils sont situés à la périphérie de la rétine. Ces derniers ont du mal à voir les détails mais sont très utiles dans la pénombre [GT, 1999].

Dans cette première partie de l'introduction, nous avons présenté brièvement l'anatomie du fond d'œil en nous focalisant sur la rétine. L'œil humain se fait explorer par plusieurs examens de la rétine, parmi ces derniers nous distinguons l'examen du fond d'œil et l'examen d'angiographie rétinienne à la fluorescéine.

I.4 - Examens

L'exploration de la rétine se fait par l'examen du fond d'œil, associé ou non à la dilatation pupillaire. Certains examens complémentaires permettent d'étudier le fonctionnement de la rétine (électro-rétinographie, électro-oculographie) ou sa structure (angiographie oculaire, rétinographie non mydriatique, tomographie en lumière cohérente) [KS, 2000].

I.4.1 - Le fond d'œil

Le fond d'œil est un examen clinique qui permet d'explorer la partie postérieure du globe oculaire y compris le système vasculaire. L'observation des veines et des artères permet de déceler certains problèmes tels que l'hypertension artérielle et le diabète.

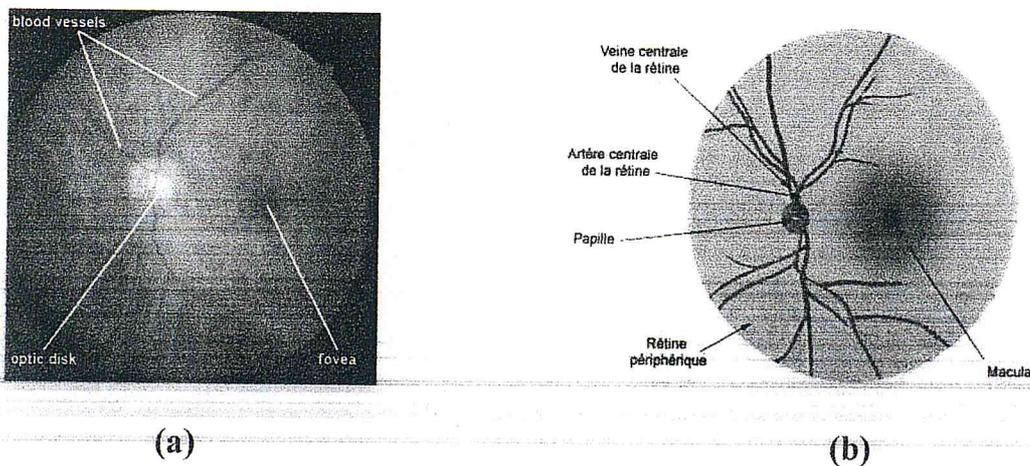


Figure I.11 : Fond de l'œil (a) Image réelle du fond de l'œil (b) Constituants du fond d'œil normal

Les cellules réceptrices de la rétine (cônes et bâtonnets) transforment les photons en courant électrique qui doit être transmis vers le cerveau. Ceci est opéré par le nerf optique. Toutes les fibres en provenance des photorécepteurs convergent vers la sortie de l'orbite : la papille (le disque optique). Ce point ne contient pas de photorécepteurs, il est appelé "tache aveugle". Dans ce point débouche aussi le réseau vasculaire de la rétine [WT, 2003]. Dans des images couleurs du fond d'œil, la papille est bien visible ; elle est caractérisée par des bords nets et une coloration jaune (figure I.11).

La papille sert également de sortie pour les vaisseaux qui parcourent toute la rétine (mise à part la macula), en formant un arbre vasculaire (figure I.11). A partir de la papille, émergent l'artère centrale et les artères qui donnent naissance aux artérioles, arrivent la veine centrale et les veines qui naissent des veinules. La rétine reçoit son apport sanguin par un

double système : le réseau choroïdien et les artères rétiniennes. L'artère centrale de la rétine se divise en deux branches supérieure et inférieure, la division se fait ensuite sur le mode dichotomique jusqu'à la périphérie de la rétine. Par ce processus de division, on aboutit à un réseau d'artérioles qui donneront naissance aux capillaires rétiniens.

La structure vasculaire de la rétine, formée d'artères, d'artérioles, de veines, de veinules et de capillaires peut être observée directement par l'examen du fond d'œil en ophtalmoscopie ou après injection d'un produit de contraste par angiographie rétinienne en fluorescence.

I.4.2 - Examen d'angiographie rétinienne

I.4.2.1 - technique et équipement

L'angiographe est l'appareil utilisé pour un examen d'angiographie rétinienne. La technique consiste à prendre des photographies de la rétine sur un intervalle de temps d'une dizaine de minutes. La (figure I.12) présente le schéma du principe de fonctionnement de l'angiographe.

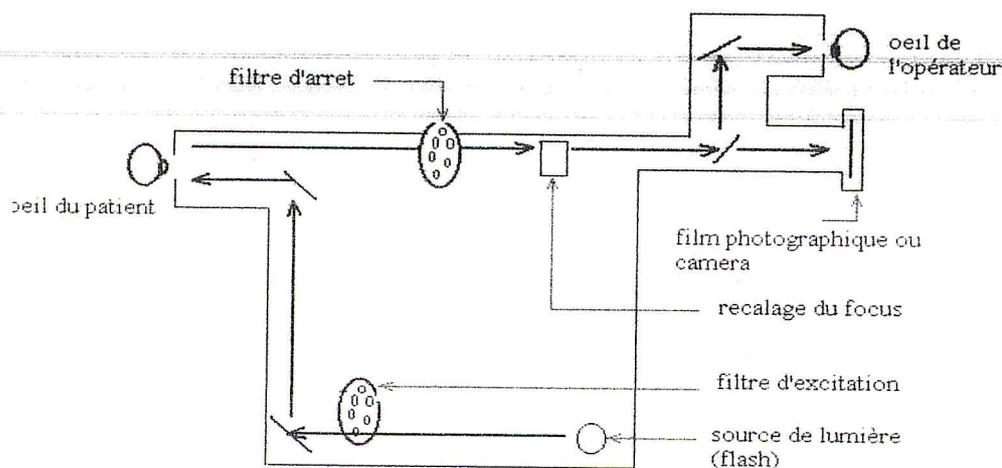


Figure I.12 : Schéma de principe de l'angiographe [B, 2007].

L'angiographe est muni d'un support de filtres afin de choisir différents types de lumière (bleue, verte, rouge) qui sera projetée sur la rétine qui réfléchit une image dont seule la longueur d'onde sélectionnée par un filtre d'arrêt est reçue par une camera CCD ou un film photographique. Pour obtenir un meilleur contraste et un aspect fonctionnel des structures rétiniens (arbre vasculaire, dépôts lipidiques, structures pathologiques), on utilise un produit

de contraste injecté dans la circulation sanguine ; il s'agit de la fluorescéine en lumière visible et du vert d'indocyanine en infrarouge [B, 2007].

❖ Différentes techniques d'imagerie peuvent être utilisées :

1. éclairage par un flash de lumière visible :

· Photographie noir et blanc avec utilisation de divers filtres colorés pour sélectionner la meilleure représentation des structures anatomiques,

· Diapositive couleur (avant injection du produit de contraste) : superposition des différentes informations sur la même photographie.

2. Balayage par un faisceau laser (Scanning Laser Ophthalmoscope) : L'image obtenue est fonction de la longueur d'onde du faisceau utilisé :

· Lumière visible : Structures rétiniennes,

· Lumière infrarouge : Structures choroïdiennes (couches profondes).

Ce mode d'acquisition permet une meilleure qualité des images, avec un meilleur contraste. En effet, l'éclairage des structures étant ponctuel, il n'y a pas d'effet de diffusion sur les structures éloignées [M, 2012].

1.4.2.2 - Examen d'angiographie rétinienne à la fluorescéine

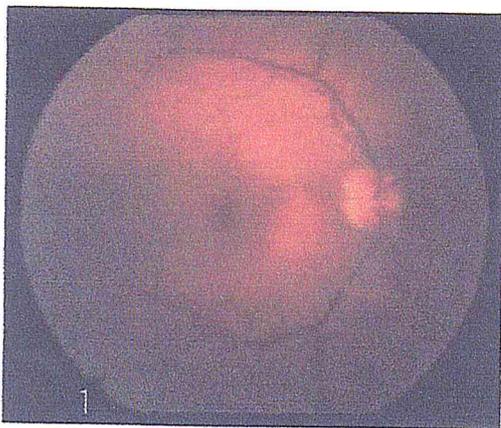
L'angiographie à la fluorescéine est réalisée lorsqu'il existe une RD. Elle aide à préciser le niveau de gravité de la RD, en visualisant en particulier l'étendue de l'ischémie rétinienne. L'angiographie à la fluorescéine consiste, après injection de fluorescéine dans une veine de pli du coude, à observer et photographier grâce à des filtres appropriés le passage du colorant dans l'arbre vasculaire choroïdien et rétinien. Elle est précédée de photographies sans injection du pôle postérieur et éventuellement de la périphérie rétinienne [MPG, 1999].

L'angiographie est une technique d'imagerie utilisée en routine clinique, elle présente de nombreux avantages : non invasive, a-traumatique et permet une bonne visualisation du réseau vasculaire rétinien par injection du produit de contraste ; il est ainsi possible de mettre en évidence l'aspect fonctionnel de la rétine et de sa circulation sanguine.

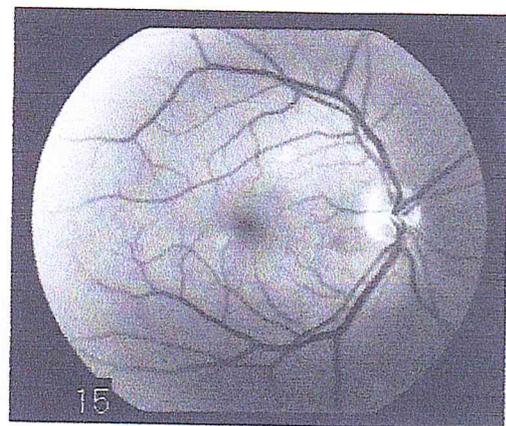
Un examen d'angiographie rétinienne complet comporte deux parties : une première partie consacrée à la réalisation des photographies avant injection de fluorescéine et une seconde partie réservée à la réalisation de photographies après injection de fluorescéine.

a. Photographies avant injection de fluorescéine

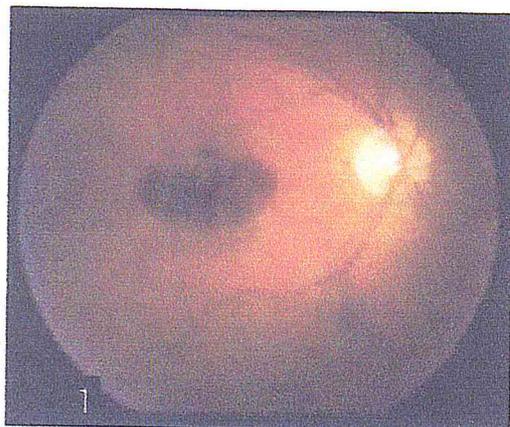
Des photographies couleurs du fond d'œil, sans utilisation de filtres, ainsi que des photographies noir et blanc (Figure 1.13), avec l'utilisation du filtre vert (images monochromatiques), sont prises par routine clinique. Ces premières photographies, obtenues avant injection de fluorescéine, permettent de repérer certaines structures anatomiques [B, 2007].



a) Une angiographie en lumière blanche



b) Une angiographie en lumière verte



c) Une angiographie en lumière blanche
(présence d'hémorragies)



d) Une angiographie en lumière verte
(présence d'hémorragie)

Figure I.13 : Clichés d'angiographie rétinienne avant injection de fluorescéine

b. Photographies après injection de fluorescéine

La fluorescéine

La fluorescéine, ou plus exactement le sodium de fluorescéine, est une petite molécule atoxique de formule $C_{20}H_{12}O_5Na$. Elle est préparée par synthèse à partir de l'anhydride de l'acide phtalique et de la résorcine par chauffage à $200^{\circ}C$, c'est Von Baeyer qui a synthétisé, pour la première fois, ce colorant en 1871. Son excitation par une lumière monochromatique produit une fluorescence pendant tout le temps que dure l'émission de la source de lumière. Ses courbes d'absorption et d'émission montrent un maximum d'absorption pour une longueur d'onde de 488 nm (lumière bleue) et un maximum d'émission pour une longueur d'onde de 530 nm (lumière jaune-verte) (figure 1-5). Grâce à ses propriétés de fluorescence, la fluorescéine est très utile dans les applications industrielles, scientifiques et médicales. Ce colorant est métabolisé par les reins et éliminé par les urines en 24 à 36 heures, après son administration [AC, 2009].

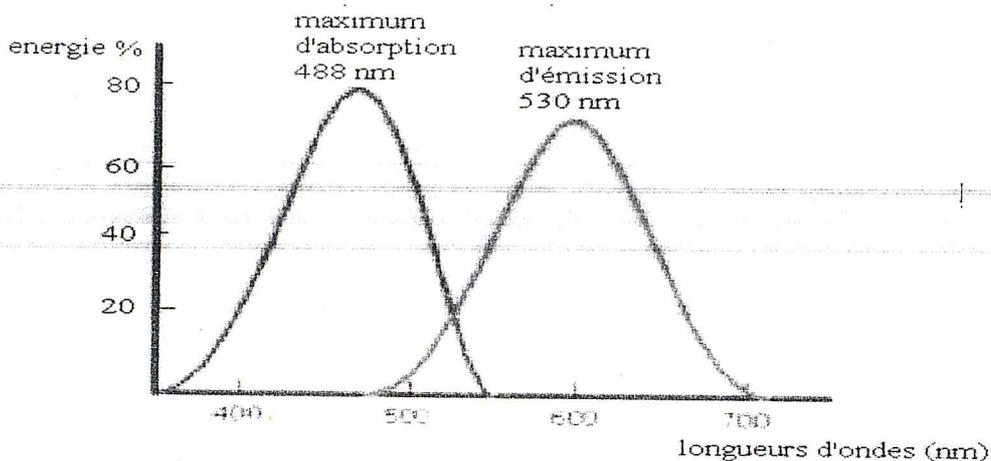


Figure I.14 : Courbes d'absorption et d'émission du sodium de la fluorescéine

I.4.3 - Exploration de la rétine

L'exploration du globe oculaire, y compris la rétine, demeure avant tout clinique : lorsque la transparence des milieux oculaires est suffisante, l'utilisation de la lampe à fente, associée à la biomicroscopie permet d'analyser les structures intraoculaires et de cerner les processus pathologiques. L'imagerie va affiner cette approche en donnant des mensurations précises, une localisation spatiale, une idée de la nature tissulaire et de la vascularisation de ces processus.

Depuis l'invention de l'ophtalmoscope par Hermann Von Helmholtz en 1850, permettant ainsi et pour la première fois la visualisation de la rétine des patients, l'exploration de la rétine s'est considérablement modifiée, particulièrement pendant ces dix dernières années. Elle fait appel à des techniques d'imagerie médicale telles que le scanner, l'imagerie par résonance magnétique (IRM), l'échographie, l'échographie Doppler couleur (EDC), l'ophtalmoscopie à balayage laser (SLO) et la tomographie à cohérence optique (OCT). Leurs indications respectives dépendent des signes cliniques et de la structure spécifique à explorer. Il convient de respecter des arbres de décision diagnostiques en commençant toujours par l'exploration la plus simple, la moins agressive et la moins chère. Les radiographies standards n'ont plus qu'un rôle très réduit, essentiellement réservé à l'exploration des malformations et des traumatismes. Le scanner et l'IRM sont utilisés pour l'évaluation morphologique et topographique des lésions oculaires et des tumeurs orbitaires. L'EDC est une nouvelle technique qui vient compléter les renseignements fournis par l'échographie. Il permet d'étudier la vascularisation de l'orbite et celle des masses oculaires et orbitaires. En ce qui concerne la structure vasculaire de la rétine, l'examen le plus courant se fait en angiographie à la fluorescéine pour étudier les vaisseaux rétiniens et au vert d'indocyanine pour étudier les vaisseaux choroïdiens. La fluorescence infrarouge de l'indocyanine éclaire la circulation sanguine de la choroïde produisant une vision très améliorée de la structure vasculaire profonde et fournit des images qui sont complémentaires à celles produites par la fluorescéine [DBM, 2010].

I.5 - Pathologies touchant l'œil

I.5.1 - Le décollement de la rétine

Il est relativement fréquent, surtout chez les myopes ou chez les sujets âgés pour lesquels il existe des antécédents familiaux. À titre préventif, la photo-coagulation des lésions de la rétine est très efficace [L, 2008].

Un traumatisme tel qu'un coup porté à la tête ou diverses affections de l'œil, peuvent provoquer le décollement de la rétine. Le décollement se produit entre la partie neurale de la rétine et l'épithélium pigmentaire sous-jacent. Le liquide qui s'accumule entre ces deux couches force la rétine, mince et flexible, à se soulever vers l'extérieur. Cette lésion de la rétine entraîne la cécité ou une vision déformée dans le champ visuel correspondant. On parvient à recoller la rétine à l'aide de rayons laser ou par la cryochirurgie [AC, 2009].

I.5.2 - Les maladies dégénératives de la rétine

Elles sont souvent héréditaires, touchent plus particulièrement les cellules photoréceptrices et/ou l'épithélium pigmentaire (rétinopathie pigmentaire, dégénérescence tapétorétinienne). Parmi les dégénérescences rétiniennees acquises, la dégénérescence maculaire liée à l'âge (D.M.L.A.) est la plus fréquente [L, 2008].

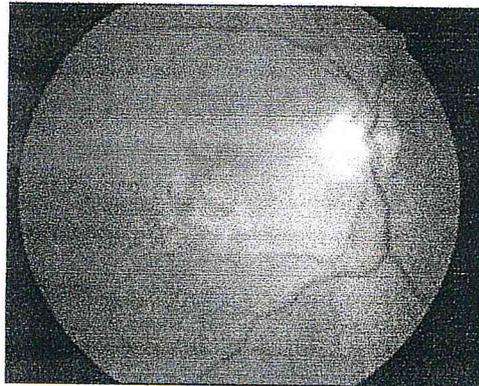


Figure I.15 : Photo de la rétine d'un œil atteint de dégénérescence maculaire

La **DMLA** est une maladie due à une chute de fonction de l'épithélium dans la couche qui gère le métabolisme de la rétine. Elle ne réussit plus à transporter les déchets, qui restent alors sous forme de dépôts à la surface de la rétine.

Il existe deux formes de la **DMLA** [L, 2008] :

- *La DMLA non exsudative (dry AMD) :*

C'est la version la plus fréquente de cette maladie, pas aussi grave que la **DLMA** exsudative. Elle n'a pas de traitement spécifique, seules des préventions sont proposées.

- *La DMLA exsudative (wet AMD) :*

C'est la conséquence grave de la **DMLA**. L'attribut "wet" vient des liquides qui se reposent sous la rétine ; ces dépôts peuvent également être accompagnés d'hémorragies. Il y a beaucoup d'approches thérapeutiques mais on est loin d'avoir un traitement qui permette, d'arrêter la détérioration de la vision ou de la reconstituer en partie [CP, 2012].

I.5.4 - Les maladies vasculaires de la rétine

Les maladies vasculaires de la rétine sont les occlusions artérielles ou veineuses dues à l'arrêt de la circulation du sang dans l'artère centrale ou la veine centrale de la rétine. La microcirculation peut également être atteinte, notamment lors du diabète ou de l'hypertension artérielle [KS, 2000].

I.5.5 - Les tumeurs de la rétine

Les tumeurs de la rétine sont dominées par le rétinoblastome, tumeur maligne qui atteint les enfants très jeunes et peut conduire à l'ablation de l'œil [NNV, 2012].

Dans cette seconde partie de l'introduction, nous avons présenté brièvement quelques examens d'exploration de la rétine suivis de quelques pathologies touchant l'œil humain. Plusieurs maladies peuvent affecter la rétine. Une des plus sévères et des plus répandues est la Rétinopathie Diabétique qui sera décrite dans la section suivante.

I.6 - La Rétinopathie Diabétique

I.6.1 - Œil et diabète

Depuis un demi-siècle, peu d'affections ophtalmologiques ont eu, comme la rétinopathie diabétique, un tel développement et ont autant bénéficié des progrès des connaissances et des techniques. La rétinopathie diabétique demeure une des premières causes de cécité dans les pays industrialisés avant 50 ans. La prévalence de la rétinopathie diabétique croît avec la durée du diabète, elle est supérieure à 95% après 15 ans d'évolution. Le diabète est une maladie qui est devenue très répandue en Algérie, les prévalences se sont significativement accrues ces dix dernières années, il est encore difficile de parler de statistiques en l'absence de dépistage régulier, mais l'on avance 3 à 4 millions de diabétiques déclarés dont 7% sont des enfants qui encourent un réel danger de développer des complications à l'âge adulte. La rétinopathie diabétique est devenue l'une des causes de cécité les plus redoutables en Algérie [L, 2008].

I.6.2 - Présentation de la maladie

La rétinopathie diabétique survient chez des patients souffrant de diabète, ce qui cause des dommages à la rétine de l'œil. Ceci conduit finalement à la perte totale de la vue. Le diabète est causé en raison de l'incapacité de l'organisme à stocker et d'utiliser le niveau de sucre dans le sang.

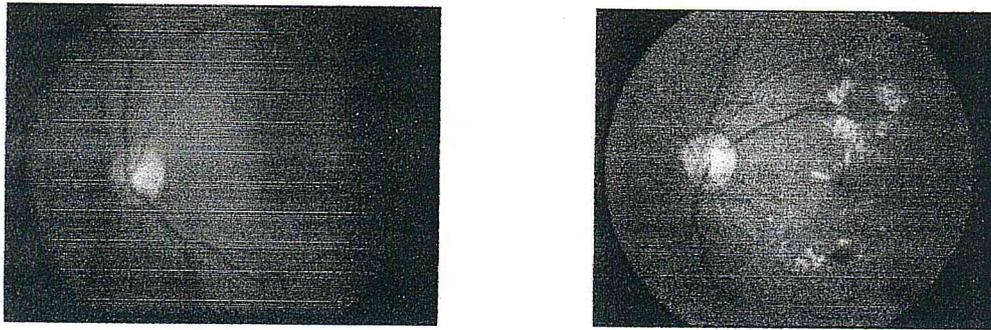


Figure I.17: La rétinopathie diabétique d'un œil normal à gauche et d'un œil atteint de (DR) à droite

Habituellement, il n'y a pas de symptômes visibles au début de la maladie. Au fur et à mesure que la maladie progresse, la présence des micros-anévrismes, exsudats durs et mous et de nouveaux vaisseaux sanguins peuvent être observés.

La rétinopathie diabétique provoque des dommages aux vaisseaux de la rétine, ce qui provoque une fuite de liquide qui s'infiltrer dans la région maculaire de la rétine, elle gonfle conduisant à une vision floue [NNV, 2012].

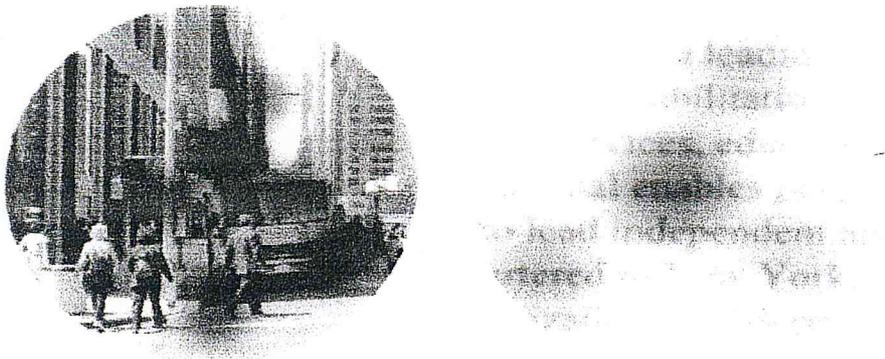


Figure I.18 : vision altérée par la rétinopathie diabétique

I.6.3 - Les symptômes de la maladie

I.6.3.1 - Micro anévrismes

Le micro-anévrisme (MA) est le premier signe non équivoque de la RD. L'augmentation de leur nombre est un bon indice de la maladie dans ses stades initiaux.

Les micro-anévrismes sont des petits points rouges sur la rétine surface, ce qui se produit en raison d'une occlusion capillaire conduisant à un manque d'oxygène et à la progression de la maladie. Ils sont inférieures au diamètre de l'optique veine. L'accumulation de protéines et de lipides se produit sous la forme d'exsudats [NNV, 2012].

Comme premier signe et indice de l'aggravation, les micro-anévrismes ont une importance particulière et leur détection est essentielle pour une détection précoce et pour le suivi de la maladie, les micro-anévrismes sont des ectasies (Dilatation exagérée d'un vaisseau ou d'un organe creux) développées à partir d'un capillaire rétinien.

Ils apparaissent dans les angiographies à la fluorescéine comme des points (ou petits cercles isolés) hyper fluorescents, assez contrastés, avec des bords nets. Dans les images couleurs, ils ont la même forme, la même taille, la couleur est rouge, ils sont beaucoup moins contrastés que dans les angiographies.

Les micro-anévrismes ne menacent pas eux-mêmes la vision, mais ils sont indicateurs de l'apparition et de l'aggravation de la maladie et entraînent des complications.

Pour évaluer la valeur diagnostique du taux de renouvellement, il faudrait faire une étude de suivi des patients et une comparaison entre beaucoup de clichés pris à des examens successifs [AC, 2009].

I.6.3.2 - Les exsudats

Les exsudats, témoignent d'un œdème, sont des accumulations de dépôts lipidiques au sein de la rétine ; ils sont dus aux diffusions anormales venant d'anomalies microvasculaires (comme des microanévrismes ou des AMIR (cf. I.6.3.4)). Ils apparaissent comme des structures jaunes ou blanches dans la rétine. Il existe deux types d'exsudats sur la base de leur apparence et leur apparition :

- Exsudats durs ont des limites bien définies et les exsudats mous ont des limites floues.

En angiographie, ils ne sont pas visibles ; dans les images couleurs, ils apparaissent très illuminés, de tailles variées, avec des bords nets. Le nombre d'exsudats augmente en l'absence de traitement et ils s'accumulent dans la région maculaire. Ils peuvent être traités avec de la photocoagulation [AC, 2009].



Figure I.19: Des exsudats dans des images couleurs

I.6.3.3 - Les hémorragies rétiniennes

L'hémorragie de la rétine se produit en raison de saignements et c'est une indication de la rétinopathie diabétique [NNV, 2012].

Les hémorragies rétiniennes sont des accumulations de sang dans la rétine. Elles sont dues à une rupture d'une paroi d'un capillaire ou d'un microanévrisme ; elles disparaissent au bout de quelque mois. Leur augmentation est un indicateur d'une ischémie (Diminution de l'apport sanguin artériel à un organe) rétinienne aggravée.

On distingue trois types différents : les hémorragies punctiformes sont petites et aux limites nettes ; elles ressemblent aux microanévrismes dans des images couleurs. Les autres types correspondent aux hémorragies en flammèches et aux hémorragies en taches [AC, 2009].

I.6.3.4 - Les Anomalies microvasculaires intra rétiniennes (AMIR)

Les Anomalies Microvasculaires Intra Rétiniennes (AMIR) sont des anomalies vasculaires comme des dilatations, des ectasies ou des bourgeonnements. Elles témoignent d'une occlusion (Pathologie rare et sévère de la rétine liée à une interruption brutale du débit sanguin) vasculaire et par conséquent d'une ischémie locale. Elles représentent une réponse

néovasculaire à cette occlusion. Leur forme est plutôt irrégulière, mais parfois, elles peuvent être facilement confondues avec des microanévrismes [AC, 2009].

I.6.3.5 - Les néovaisseaux

Les néovaisseaux sont de nouveaux vaisseaux qui se développent à cause d'une ischémie locale. On distingue les néovaisseaux pré-rétiniens qui prolifèrent à la surface de la papille, leur présence est signe d'une sérieuse aggravation de la maladie. Les nouveaux vaisseaux étant normalement trop faibles, ils entraînent souvent des saignements importants dans la rétine. S'ils ne sont pas traités, des cicatrices internes et un décollement de la rétine peuvent en être la conséquence.

Les grands néovaisseaux peuvent être détectés dans des images couleurs, mais les néovaisseaux de petite taille ne sont visibles que dans les angiographies [CP, 2012].

I.6.3.6 - L'œdème maculaire

C'est une accumulation de liquide dans la zone maculaire de la rétine, qui est dus à une rupture de la barrière hémato rétinienne interne. Il se traduit par un épaissement rétinien.

L'œdème maculaire est directement accompagné par une dégradation visuelle lente mais progressive. L'œdème maculaire peut être détecté en utilisant soit un OCT (Ocular Coherence Tomography), qui fournit une coupe de la rétine, soit des paires d'images stéréo qui permettent d'obtenir une vision tridimensionnelle de la surface de la rétine [DBM, 2010].

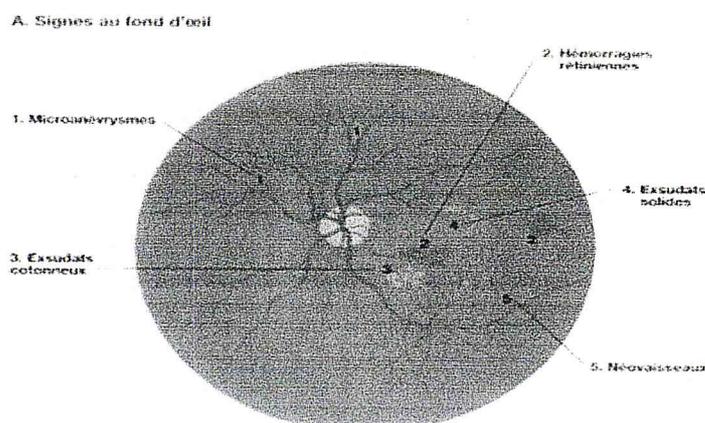


Figure L20 : Signes au fond d'œil

I.7 - Classification et processus de la rétinopathie diabétique

La rétinopathie diabétique débute par un stade de rétinopathie diabétique non proliférante, et évolue vers la rétinopathie diabétique non proliférante sévère (ou préproliférante) caractérisée par une ischémie rétinienne étendue, puis vers le stade de la rétinopathie diabétique proliférante caractérisée par la prolifération de néo-vaisseaux [DBM, 2010].

Rétinopathie non proliférante minime

- microanévrismes

Rétinopathie non proliférante modérée

- microanévrismes
- exsudats secs
- nodules cotonneux (« nodules dysoriques »)
- hémorragies rétinienne punctiformes

Rétinopathie non proliférante sévère (rétinopathie préproliférante)

- groupement d'anomalies microvasculaires intra-rétiniennes AMIR
- modifications veineuses
- hémorragies intrarétiniennes étendues

Rétinopathie proliférante

- néovaisseaux préretiniens
- néovaisseaux prépapillaires

La Rétinopathie diabétique proliférante présente des complications dont :

- hémorragie du vitré;
- décollement de rétine par traction ;
- glaucome néo-vasculaire [DBM, 2010].

I.8 - Dépistage et surveillance de la rétinopathie diabétique

Toute découverte d'un diabète doit s'accompagner d'un examen ophtalmologique. Il faut cependant distinguer le cas des diabétiques de type 1 de celui des diabétiques de type 2. La surveillance de la rétinopathie doit être comme suit [BB, 2011] :

- En l'absence de RD : surveillance annuelle du FO (Fond d'œil) ;
 - RDNP minime : FO ± angiographie annuels ;
 - RDNP modérée : FO et angiographie tous les 6 mois à 1 an, fonction de la maculopathie associée ;
 - RDNP sévère (ou préproliférante) :
 - FO et angiographie tous les 4 mois à 6 mois (sauf conditions particulières) ;
 - PPR à envisager en cas de grossesse, d'équilibration rapide de la glycémie, de chirurgie de la cataracte, de RDP ou de RD préproliférante.
 - RDP :
 - PPR ;
 - FO et angiographie 2 à 4 mois après la fin du traitement.
- * La **PPR** est le traitement de la RDP. Elle permet de réduire considérablement le risque de cécité lié à la RDP.

L'examen de l'angiographie devient indispensable pour une personne atteinte par la RD. Le diagramme suivant montre comment le dépistage est réalisé.

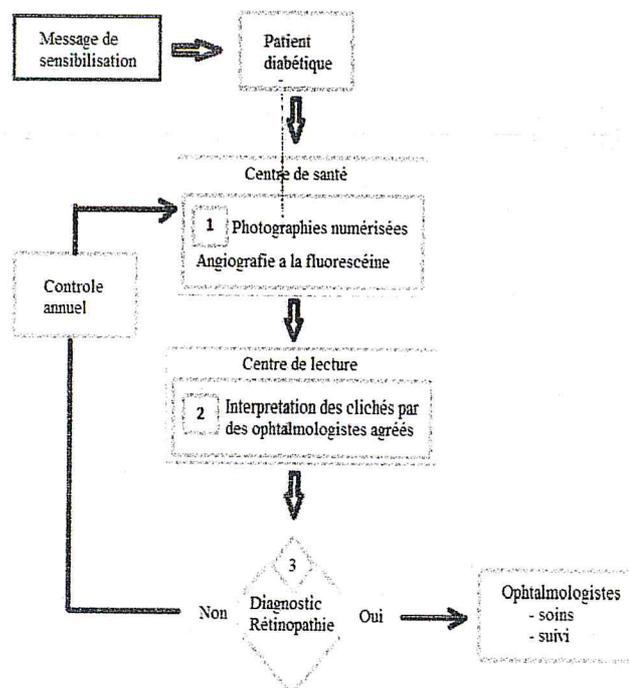


Figure I.21 : Réalisation du dépistage de la RD

Le dépistage de la rétinopathie diabétique se fait dans un centre de santé. Les photographies du fond d'œil sont numérisées et transmises par le net à un centre de lecture.

Les images numérisées sont interprétées au centre de lecture par des ophtalmologistes qui doivent établir un compte rendu. Si un traitement est nécessaire, le patient diabétique est alors adressé à l'ophtalmologiste de son choix [OPC, 2011].

Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre les notions fondamentales concernant la rétine et les principales lésions l'y affectant. Nous allons montrer dans le cadre de ce travail, l'apport du traitement d'images numériques pour le dépistage de la RD. Lors de la conférence sur la RD tenue à Liverpool (Royaume-Uni, 2005), il a été recommandé comme l'une des méthodes de dépistage de la RD [CP, 2012].

Les travaux ont montré que l'utilisation de l'image numérique a beaucoup d'avantages : le coût moins élevé dans le traitement ; la qualité de l'image peut être contrôlée lors de sa prise et finalement, la transmission de l'image est beaucoup plus rapide et facile. Plusieurs algorithmes de traitement d'images numériques rétiniennes ont été développés. La conception d'un algorithme qui s'applique à des images différentes est la grande difficulté rencontrée.

Chapitre 2

*Techniques de détection des pathologies
rétiniennes*

Introduction

Dans ce chapitre, nous décrivons les algorithmes qui ont été développés pour la détection des lésions caractéristiques à la Rétinopathie Diabétique. Ces algorithmes sont essentiels à la fois pour le dépistage de masse, assisté par ordinateur et pour le suivi et l'analyse quantitative de clichés pris lors d'examen successifs.

II.1 - Traitement d'images

Le traitement d'images ; une discipline des mathématiques appliqués qui étudie les images numériques et leurs transformations, dans le but d'améliorer leur qualité ou d'en extraire de l'information.

Le rôle du traitement d'image est donc d'aider l'opérateur d'un système à exploiter correctement et efficacement cette masse d'information, tout d'abord en lui présentant des images qui soient ergonomiques (confortable à observer et à analyser), mais aussi riche en informations utiles à l'accomplissement de sa mission. On peut définir le traitement d'images comme étant un ensemble de techniques appliquées aux images ayant un but : l'amélioration, la compression, l'analyse et la reconstruction des images [B, 2012].

La modification de ces images est destinée pour :

- Faciliter la manipulation des images (Stockage, visualisation,...),
- Obtenir des images plus nettes (élimination des bruits),
- Reconstruire des images touchées par les distorsions ou les déformations.

Quelques exemples types d'informations qu'il est possible d'obtenir d'une image numérique :

- La luminance moyenne,
- Le contraste moyen,
- La couleur prédominante,
- Le taux d'acuité moyen (précis ou flou),
- Le taux d'uniformité des couleurs,
- La présence ou l'absence de certains objets.

Nous résumons les principales étapes du traitement d'images par l'organigramme ci-dessous (figure II.1), qui illustre les grandes étapes suivantes :

- Le prétraitement,
- L'analyse d'images,
- La reconstruction d'images.

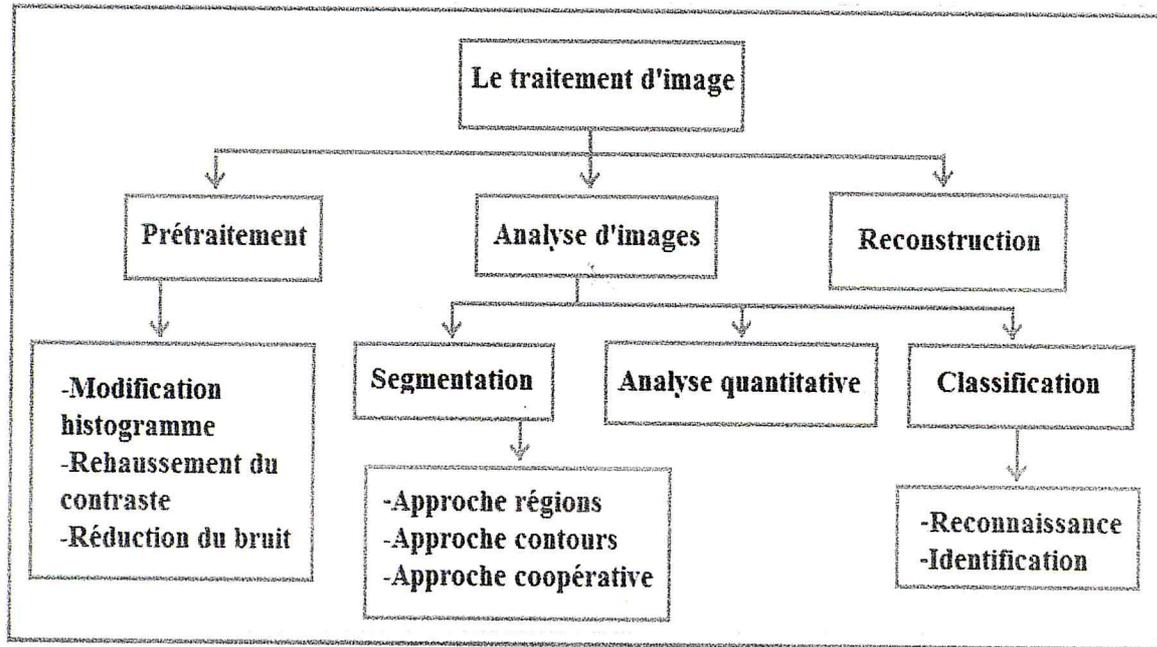


Figure II.1 : Organigramme du système de traitement d'image

II.2 - Traitement d'images rétiniennes

Le traitement d'images est essentiellement utilisé pour avoir une meilleure qualité et visibilité des portions sur l'image rétinienne et permettre ainsi de lever les indéterminations. Il est indispensable de nos jours pour les spécialistes, d'utiliser l'ordinateur pour établir un meilleur diagnostic.

Le traitement d'images rétiniennes peut être utilisé pour :

- Améliorer la qualité de l'image rétinienne et réduire les bruits dus à l'acquisition.
- Mesurer les paramètres d'intérêt clinique (surface, volume, densité, etc.).
- Proposer une interprétation (RDF « Reconnaissance De Forme », calcul de dose, etc.).

Mais auparavant l'image doit être digitalisée par un traitement numérique qui intervient dans toutes les phases d'acquisition et du traitement d'image et permet la reproduction de l'image qui ne pourrait être obtenue différemment [OPC, 2011].

II.3 - Techniques de détection des pathologies rétiniennes

La détection des pathologies rétiniennes a fait l'objet de nombreuses études. Selon le type de lésion, des algorithmes appropriés ont été proposés.

II.3.1 - La détection des microanévrismes MAs

II.3.1.1 - Objectifs

Comme il a été expliqué précédemment, les microanévrismes sont le premier signe non équivoque de la Rétinopathie Diabétique ; leur nombre est un indice de la progression de la maladie dans ses stades initiaux.

Leur détection a deux objectifs principaux [WT, 2003]:

- **Le dépistage** : les microanévrismes sont le premier signe de la Rétinopathie Diabétique, leur détection est primordiale pour son dépistage de masse. L'application d'un algorithme automatique de dépistage exige une sensibilité très élevée de l'algorithme. Pour la spécificité, il suffit qu'elle soit suffisamment bonne pour que le dépistage reste discriminant, mais il n'est pas critique que l'algorithme donne quelques faux positifs.

- **Le suivi** : pour suivre l'évolution de la Rétinopathie Diabétique, il est nécessaire de comparer des images prises à des moments différents et d'évaluer de cette manière l'évolution des lésions, notamment celle des microanévrismes : le taux de renouvellement est un indicateur de l'activité de la maladie. Pour pouvoir comparer automatiquement deux images prises lors d'examen successifs, il est nécessaire de détecter les lésions en question de manière fiable. L'exigence par rapport à la sensibilité et la spécificité à une telle méthode est grande.

A cause de sa valeur diagnostique tellement importante pour le dépistage et le suivi de la Rétinopathie Diabétique, la détection de microanévrismes a fait l'objet de beaucoup de publications. Dans la plupart de ces publications, il s'agit de la détection de microanévrismes dans des angiographies à la fluorescéine. Dans ces images, les microanévrismes apparaissent comme des «pics», c'est-à-dire des petits éléments clairs ayant un contraste élevé. Néanmoins, les stratégies sont semblables pour les images couleurs et les angiographies.

La première méthode automatique pour la détection des microanévrismes a été présentée en 1983 par BRUNO LAY [B, 1983]. L'auteur propose la transformation chapeau haut de forme associée au supremum d'ouvertures avec des éléments structurants linéaires pour extraire des petits détails qui correspondent éventuellement à des microanévrismes ; il a montré l'efficacité de cette transformation par rapport au chapeau haut de forme classique. De cette manière, les candidats obtenus, contiennent de vrais microanévrismes et de nombreux faux positifs qui sont éliminés dans une étape suivante. Ce travail est l'un des plus importants dans la détection des microanévrismes : jusqu'à aujourd'hui, les autres algorithmes sont presque tous des extensions de cette méthode.

II.3.1.2 - Les propriétés des microanévrismes dans des images rétinienne

Les microanévrismes apparaissent comme des petites régions isolées, circulaires et de couleur rouge. Comme tous les éléments sanguins, ils apparaissent avec le meilleur contraste dans le canal vert de l'image.

La détection de microanévrismes qu'elle soit faite de manière manuelle ou automatique, est une tâche extrêmement difficile. Les microanévrismes sont tellement petits et peu contrastés qu'ils sont extrêmement difficiles à distinguer des petits éléments dus au bruit ou d'origine inconnue. Les spécialistes ne sont pas toujours d'accord dans certains cas s'il s'agit d'un microanévrisme ou pas.

Le deuxième problème et la différences entre les images par rapport au contraste, au bruit et au contenu de la couleur. L'œil humain se rend compte de ces différences et adapte sa sensibilité et sa spécificité ; si par exemple, une image est corrompue par du bruit qui produit beaucoup d'éléments ressemblants à des microanévrismes. L'humain adapte automatiquement ses critères de décision. Pour un algorithme, cela est une tâche très difficile, parce qu'elle incorpore une évaluation de la qualité d'image et un changement de paramètres en fonction de la qualité [MEG, 2000].

II.3.1.3 - Segmentation des microanévrismes

Dans la littérature des algorithmes ont été développés pour détecter les MAs dans des images d'angiographies à la fluorescéine (IAF) [BLK, 1984] ; [SOMSF, 1996] ; [FUCOMSF, 1998].

Ils ont utilisé une série d'opérations morphologiques pour supprimer le système vasculaire, laissant les autres petites structures représentant les MAs.

Ces approches engendrent de bons résultats sur les (IAF) ; un agent de contraste intraveineux est injecté dans le sujet, donc le contraste entre les navires / lésions et le fond est beaucoup plus grande que celle des images rétinienne couleur, rendant le développement de l'algorithme simple. Par conséquent, les performances de ces algorithmes ne sont pas satisfaisantes sur les images rétinienne couleur. En outre, l'injection de l'agent de contraste n'est pas sans risque, c'est un processus qui nécessite plus de personnel hautement qualifié, donc ce n'est pas une approche optimale pour le dépistage de la RD [LY, 1989].

[NGC, 2010] a annoncé le défi. L'objectif était de concentrer les efforts de la communauté de la recherche vers la création d'algorithmes pour la détection des MAs sur les images rétinienne couleur, en évaluant leur performance sur un ensemble commun de données. Deux séries de 50 images capturées par les différentes caméras qui imagés la même zone de la rétine (45 degrés) ont été libérés dans le milieu de la recherche en collaboration avec une modalité d'évaluation commun. Cela a permis une comparaison équitable entre les algorithmes développés par les différents groupes. Jusqu'à présent, 10 groupes ont participé au défi.

Les résultats sont indiqués dans le Tableau II.1.

Group	Global Score
DRSCREEN (Antal et al., 2010)	0.434
ISMV II (Chapter 5)	0.375
Niemeijer et al. (2005)	0.395
LaTIM (Quellec et al., 2008)	0.381
OKmedical (Zhang et al., 2009)	0.357
OKmedical II	0.369
Lazar and Hajdu (2011)	0.355
Fujita Lab (Mizutani et al., 2009)	0.310
GIB Valladolid (Sanchez et al., 2009b)	0.322
ISMV (Giancardo et al., 2010a)	0.256
IRIA-Group	0.264
Waikato RIC	0.206

Tableau II.1: comparaison entre les algorithmes développés par les différents groupes

Les travaux de [LH, 2011]; [GMKTC, 2010] sont les seules techniques qui sont entièrement fondé sur des règles, c'est à dire qu'elles ne nécessitent pas explicitement une phase de formation sur les images marquées. Le premier est basé sur un model rotatif section transversale, et ce dernier est un opérateur fondé sur la locale Transformée de Radon. Deux des techniques les plus performantes [ALH, 2010]; [NGSSA, 2005] sont basées sur un mélange de plusieurs algorithmes de détection de microanévrismes qui sont statistiquement combinés ensemble [L, 2011].

II.3.1.4 - Détection de microanévrismes par seuillage

La stratégie principale de l'algorithme de détection de microanévrismes est illustrée dans la figure II.2 d'abord l'image est pré-filtrée, des petits détails sombres (trous) sont extraits ; un seuil automatique est appliqué afin de trouver des candidats, pour lesquels des caractéristiques sont calculées, permettant ensuite la classification des candidats en vrais microanévrismes et faux positifs [AC, 2009].



Figure II.2 : Synoptique de détection de microanévrisme

II.3.1.5 - Détection des microanévrismes dans des images angiographiques

La stratégie principale de l'algorithme de détection des microanévrismes proposé est illustrée dans la figure II.3. Dans une première étape l'image est prétraitée, des petits détails hyperfluorescents sont extraits dans une deuxième étape. Une procédure de croissance de régions est appliquée afin de trouver des candidats pour lesquels des caractéristiques sont calculées, permettant ensuite la classification des candidats en vrais microanévrismes et faux positifs [B, 2007].

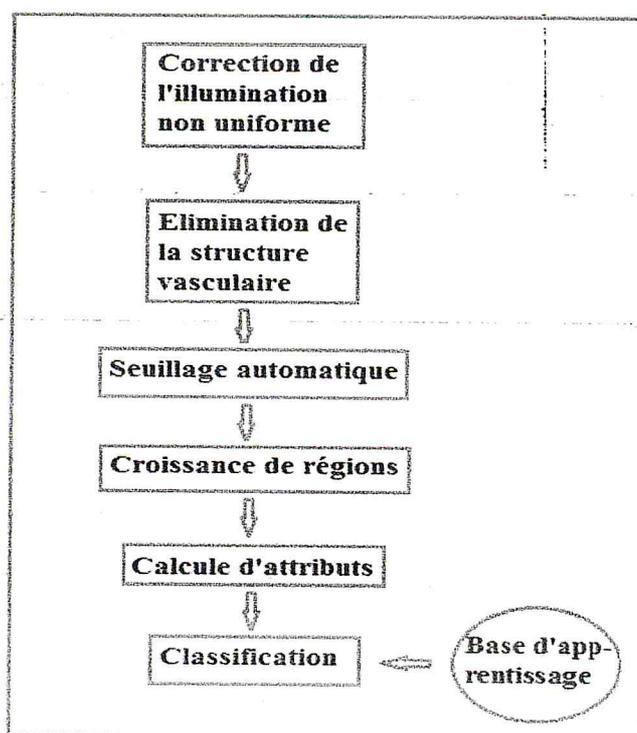


Figure II.3 : Différentes étapes de l'algorithme de détection des microanévrismes

II.3.2- La détection des exsudats

II.3.2.1 - Objectifs

Les exsudats sont des dépôts lipidiques au sein de la rétine. Ils sont issus des anomalies microvasculaires (microanévrismes ou AMIR) : la paroi altérée d'un vaisseau peut laisser diffuser du sérum causant des œdèmes et d'autres substances de plus fort poids moléculaire. Ces substances s'accumulent autour de l'œdème et forment les exsudats.

Les exsudats ne sont pas spécifiques à la Rétinopathie Diabétique, mais leur présence peut témoigner d'une complication très sévère de la Rétinopathie Diabétique : l'œdème maculaire.

L'œdème maculaire est une accumulation de liquide extracellulaire dans la région maculaire, accompagnée par un épaissement de la rétine dans cette région. La dégradation visuelle qui en est la conséquence est irréversible. La détection précoce de l'œdème maculaire dans un stade asymptomatique est indispensable pour le succès de son traitement.

II.3.2.2 - Les propriétés des exsudats dans des images rétinienne

Les exsudats correspondent à des éléments clairs dans des images rétinienne. Ils sont bien contrastés par rapport au fond, la couleur est jaunâtre. Leur taille et leur forme peuvent varier considérablement, les bords sont nets et irréguliers (figure II.4).

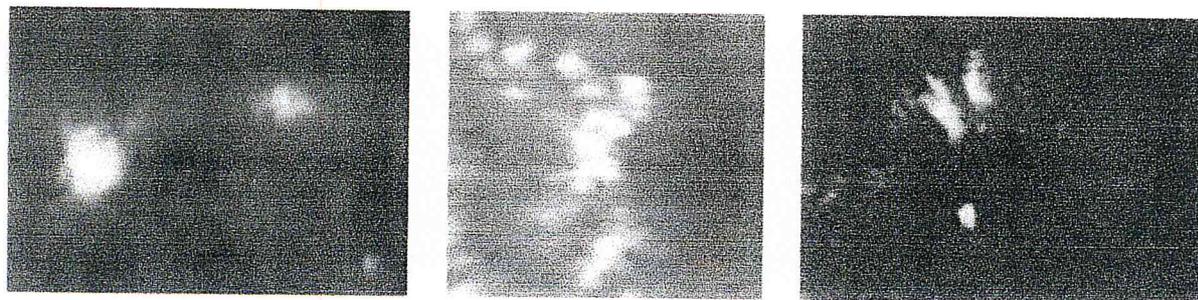


Figure II.4 : Des exsudats dans des images couleur de la rétine

Le problème qui se pose lors de leur détection est surtout un manque d'information sur leur taille et leur forme. La couleur et la luminosité élevée seules ne permettent pas la détection des exsudats, car il existe d'autres éléments dans les images rétinienne étant caractérisés par un fort contraste et par une couleur et une luminosité comparable à celle des exsudats, notamment les régions fortement éclairées et entourées par des vaisseaux [AC, 2009].

II.3.2.3 - Segmentation des exsudats

Les approches de segmentation des exsudats présentés dans la littérature peuvent être grossièrement divisées en quatre catégories différentes :

- **Méthode de seuillage** : l'identification des exsudats par une analyse globale ou adaptative en niveau de gris [SGMLH, 2009].

- **Méthode de croissance de régions** : segmenter les images à l'aide de la contiguïté spatiale des niveaux de gris; une méthode de croissance de zone standard est utilisé par [SBWCMLU, 2002], qui est coûteuse en ressources informatiques. [LC, 2004] réduisent les problèmes de calcul en employant une détection de bord pour limiter la taille des régions.

- **Méthode de morphologie mathématiques** : emploient des opérateurs morphologiques pour identifier toutes les structures avec des formes prévisibles (Comme les vaisseaux) en niveaux de gris. Ces structures sont retirées de l'image de sorte que les exsudats peuvent être identifiés [SUBW, 2008].

- **Les méthodes de classification** : construire un vecteur de caractéristique pour chaque groupe de pixels, qui sont alors classés en utilisant une méthode d'apprentissage de la machine dans les exsudats ou non exsudats [OMTM, 2003].

II.3.2.4 - Segmentation des exsudats par fuzzy C-means clustering

o **Prétraitement**

Typiquement, il ya de grandes variations dans la couleur du fond de différents patients, liées à la race et la couleur de l'iris. La première étape consiste donc à normaliser les images rétiniennes à travers l'ensemble. Une image rétinienne particulière est choisie comme référence et ensuite utiliser les spécifications d'histogramme pour modifier les valeurs de chaque image dans la base de données de telle sorte que sa fréquence d'histogramme correspond a la distribution des références des images.

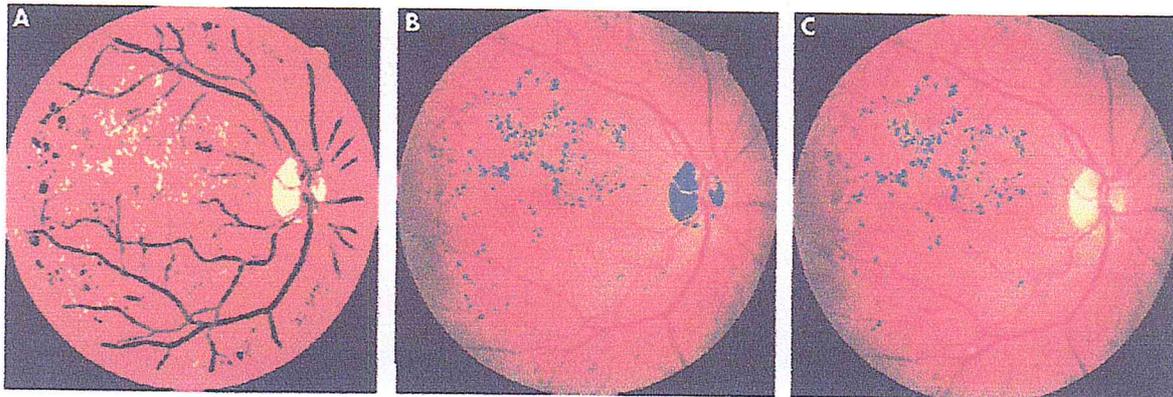
Dans l'étape suivante de prétraitement, l'amélioration du contraste local est effectuée pour répartir les valeurs des pixels pour faciliter plus tard la segmentation. Cette opération est appliquée sur le canal de l'intensité I de l'image après que cette dernière soit convertie de l'espace RGB vers l'espace de couleur HSI (hue-saturation-intensity).

o **Segmentation**

La segmentation d'image est un processus de partitionnement des pixels de l'image basée sur une ou plusieurs caractéristiques d'image sélectionnés. La fonctionnalité de segmentation sélectionnée étant la couleur. L'objectif est de séparer les pixels qui ont des couleurs distinctes dans des régions différentes. Simultanément, un groupe de pixels spatialement connectés auront une couleur similaire dans la même région.

Le clustering par Fuzzy C-means (FCM) permet aux pixels d'appartenir à plusieurs classes. La procédure est chargée d'évaluer l'histogramme gaussien lissé de chaque bande de couleur de l'image, afin de produire une classification initiale en un certain nombre de classes.

Au stade final, le regroupement FCM affecte tous les pixels non classés restants à la classe la plus proche sur la base de la minimisation de la fonction objective.



a) segmentation par FCM b) Régions candidates trouvées c) Résultat de la classification

Figure II.5 : Segmentation des exsudats

La (figure II.5) illustre un exemple du résultat après la segmentation, montrant la division en trois classes (figure II.5.A). La (figure II.5.B) montre les régions des exsudats candidats superposées sur l'image originale et la (figure II.5.C) illustre le résultat de la classification finale après que certaines régions candidates soient éliminées [OMTM, 2003].

II.3.2.5 - Détection des exsudats par reconstruction morphologique

Comme il est montré dans [AOMTM, 2001], c'est dans le canal vert que les exsudats apparaissent avec le meilleur contraste. Il faut ajouter que le canal de la luminosité donne presque les mêmes résultats.

L'algorithme peut être divisé en deux étapes. Dans la première étape, des régions candidates sont trouvées. Ce sont des régions où la variation locale des valeurs de gris est suffisamment enlevée. Ensuite, dans la deuxième étape de l'algorithme, les contours des exsudats sont trouvés à l'aide de reconstruction morphologique [AC, 2009].

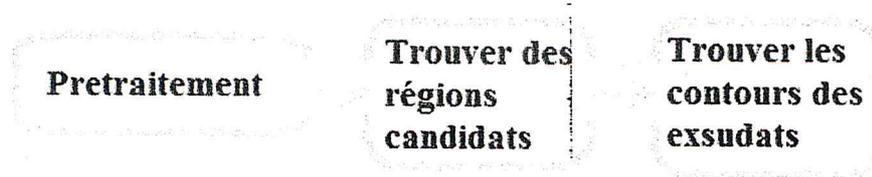


Figure II.6 : Différents étapes de détection des exsudats

II.3.3 - La détection des hémorragies

II.3.3.1 - Objectifs

Parmi les différents types d'hémorragies, ce sont surtout les hémorragies profondes qui ont une valeur diagnostique importante, parce qu'elles sont un bon indice pour une ischémie rétinienne, qui de son côté, est souvent la raison d'une néovascularisation. Un grand nombre d'hémorragies en taches est l'un des critères de la définition de la Rétinopathie Diabétique pré-proliférante, c'est-à-dire un stade non sévère de la maladie avec un grand risque de passer à un stade sévère.

L'objectif de la détection des hémorragies rétiniennes n'est donc pas de dépister la Rétinopathie Diabétique, mais un stade de cette maladie où une observation intensive de l'évolution est indispensable pour éviter une altération irréversible de la vision.

Par contre, les exigences vis-à-vis de l'exactitude d'un algorithme pour la détection automatique ne sont pas très grandes : il s'agit juste de la détection des cas où le nombre d'hémorragies est très élevé. S'il y a alors un petit nombre de faux positifs ou de faux négatifs, cela n'est pas critique. De plus, l'évolution des lésions ne joue aucun rôle, contrairement aux exsudats et aux microanévrismes : les hémorragies disparaissent spontanément au bout de quelques semaines.

II.3.3.2 - Les propriétés des hémorragies dans des images rétiniennes

Les hémorragies sont des accumulations de sang dans la rétine provenant d'une rupture vasculaire. Selon leur origine, elles prennent des aspects variés [MEG, 2000].

- *Les hémorragies ponctiformes* : sont superficielles, de petite taille, de forme circulaire et aux bords nets. Dans des images couleurs, elles ressemblent souvent aux microanévrismes tout en étant un peu plus grandes, alors qu'en angiographie, il est facile de distinguer ces deux lésions. Les hémorragies ponctiformes apparaissent surtout dans les stades initiaux de la

Rétinopathie Diabétique, mais elles ne sont pas aussi spécifiques à cette maladie que les microanévrismes.

- *Les hémorragies en flammèches* : sont situées dans la couche des fibres optiques ; elles sont de forme allongée et elles causent souvent des faux positifs dans la détection automatique de vaisseaux. Comme les hémorragies ponctiformes, elles apparaissent dans les stades initiaux de la Rétinopathie Diabétique, mais leur valeur diagnostique est inférieure à celle de microanévrismes.

- *Les hémorragies en taches* : sont dues à une occultation capillaire dans une couche profonde. Elles témoignent alors d'une ischémie rétinienne ; leur nombre est directement lié au risque de l'apparition des microanévrismes. Elles apparaissent comme des taches rouges aux bords irréguliers pas toujours très nets et de taille variée [AC, 2009].

Le problème dans la détection d'hémorragie est le manque d'information : la taille et la forme sont très variées, le contraste peut être faible ou fort, la couleur – bien que rouge – varie d'une image à l'autre.

II.3.3.3 - Un algorithme de détection des hémorragies

Comme il y a très peu d'information exploitable, l'algorithme doit s'appuyer sur des résultats des algorithmes présentés auparavant. D'abord, tous les éléments sombres dans l'image sont trouvés. Puis, tous les éléments qui ne sont pas des hémorragies sont soustraits du résultat.

o Les éléments sombres dans l'image

Pour trouver les éléments sombres dans une image, il ne suffit pas d'appliquer un seuil fixe, parce que l'éclairage des images n'est pas uniforme. Par conséquent un seuillage de l'image non corrigée extrait également des régions peu illuminées. Tous d'abord, l'image corrigée CI (f) est déterminée selon l'équation (1). Il est essentiel d'utiliser un algorithme de correction d'éclairage non uniforme qui ne produit pas d'artéfacts à proximité des régions claires, parce que ces artéfacts provoqueraient beaucoup de faux positifs.

$$[CI(f)](x) = f(x) - [A(f)](x) + c \quad (1)$$

$[C I (f)] (x)$ dépend de la différence entre $f (x)$ et la moyenne de f dans une fenêtre qui est centrée dans x $[A (f)] (x)$. C'est pour cela que les changements lents, notamment les changements d'éclairage non uniforme, sont éliminés. La taille de la fenêtre doit être choisie en fonction de la taille des éléments que l'on cherche à détecter.

o Détection des hémorragies

La technique générale de la détection des hémorragies consiste à classifier des candidats qui ont été extraits dans une étape précédente de segmentation. En deux classes : hémorragies et autres. Une méthode de détection automatique des lésions rouge y compris les microanévrismes et les hémorragies dans des images couleurs de fond d'œil, trois étapes ont été réalisées ; d'abord une correction de l'illumination non uniforme dans l'image à été effectuée dans une étape de prétraitement. Ensuite, des candidats qui peuvent représenter des lésions rouges ont été extraits par l'utilisation par transformation morphologique, le chapeau haut de forme par fermeture [AC, 2009].

Il est possible d'extraire les hémorragies sans les confondre avec des microanévrismes si on utilise des angiographies à la fluoresceïne qui présentent une différence dans la caractéristique de la luminance des deux structures pathologiques comme le montre le tableau suivant : [AC, 2009].

	<i>Image couleur</i>	<i>canal vert</i>	<i>Angiographie a la fluoresceïne</i>
<i>Microanévrismes</i>	<i>Rouges</i>	<i>Sombre</i>	<i>Fluorescents</i>
<i>Hémorragies</i>	<i>Rouges</i>	<i>Sombre</i>	<i>Sombre</i>
<i>Exsudats</i>	<i>Jaunâtre</i>	<i>Clairs</i>	<i>N'apparaissent pas</i>

Tableau II.2 : Caractéristiques des luminances de certaines structures pathologiques rétiniennes

II.4 –Détection des structures de la rétine

Les algorithmes de détection des pathologies rétiniennes nécessitent souvent d'éliminer les structures de la rétine telles que l'arbre vasculaire et le disque optique.

II.4.1– Détection de l'arbre vasculaire

II.4.1.1 – Objectifs

La capacité de discerner le réseau vasculaire d'autres structures est une étape de prétraitement d'une grande importance dans de nombreuses applications d'imagerie rétinienne. La segmentation de la vascularisation est une étape clé de prétraitement pour divers évaluation de la qualité, de la localisation et des algorithmes de détection des microanévrismes. En outre, l'analyse de la largeur vasculaire est un indice clinique important en soi.

II.4.1.2 – Segmentation de l'arbre vasculaire

[Tramontan et al 2011] décrivent un système semi-automatisé qui mesure les artères rapport de veines (AVR) qui semble être une très tôt indication de la probabilité de développer une rétinopathie. En outre, la tortuosité des vaisseaux est corrélée à la pression sanguine anormale, qui apparaît comme un indice précoce de diverses autres rétinopathies [GFR, 2008].

Dans le (tableau II.2), les performances de certains algorithmes donnant sur deux ensembles de données publiques sont présentées. Ils ont été divisée en deux classes: supervisée et non supervisée. Dans le premier cas, un classificateur qui nécessite un ensemble d'une solide formation est généralement nécessaire, dans le second, les algorithmes sont construits avec une série d'opérateurs de traitement d'image (règles). La deuxième colonne montre l'exactitude des algorithmes proposés [L, 2011].

Type	Method	Accuracy
supervised	Staal et al. (2004)	0.9441
	Niemeijer et al. (2004)	0.9417
	Soares et al. (2006)	0.9466
	Ricci and Perfetti (2007)	0.9595
	Marin et al. (2011)	0.9452
rule-based	Chaudhuri et al. (1989)	0.8773
	Hoover et al. (2000)	-
	Jiang and Mojon (2003)	0.8911
	Mendonca and Campilho (2006)	0.9463
	Martinez-Perez et al. (2007)	0.9344
	Cinsdikici and Aydin (2009)	0.9293
Zana and Klein (2001)	0.9377	

Tableau II.3 : Le score publié de segmentation du réseau vasculaire sur des ensembles de données publiques

II.4.1.3 – Analyse et reconnaissance des vaisseaux rétinien

L'algorithme de l'analyse descendante développé comporte trois étapes principales, qui sont : l'extraction de l'arbre vasculaire, la détection des points de jonction et l'étiquetage des segments de vaisseau (figure 3.1). L'analyse de l'arbre vasculaire permet d'identifier tous les objets filiformes dans une image d'angiographie rétinienne

La méthode présentée est une méthode morphologique [WT, 2003] pour la détection du réseau vasculaire. Cette méthode procède, dans un premier temps, par l'élimination du bruit et des structures pathologiques, comme les microanévrismes.

Les vaisseaux sanguins sont ensuite mis en évidence par l'application d'un opérateur dérivatif. L'image binaire finale du réseau vasculaire est obtenue par un seuillage automatique [B, 2007].

II.4.2 – Détection du disque optique

II.4.2.1 – Objectifs

La localisation du disque optique est nécessaire comme une étape préalable à la plupart des algorithmes appliqués pour l'identification des structures et des lésions anatomiques rétinienne. Celles-ci sont résumées comme suit:

- o **Approches de suivi des vaisseaux sanguins:** où les vaisseaux sanguins positionnés dans le quartier de la papille fournissent des semences pour le suivi des navires.
- o **Localisation de la macula:** là où la distance à peu près constante entre le disque optique et la macula, cette distance peut être utilisée comme une information a priori pour la localisation de la macula.
- o **Identification des lésions de la rétinopathie:** pour améliorer les performances de diagnostic des lésions par masquage ou éliminer les régions du disque optique «faux positif» des autres pathologies requises.

II.4.2.2 – Segmentation du disque optique

En considérant le canal vert de l'espace couleur RGB, l'image sera convertie en niveaux de gris, le filtre médian est appliqué sur l'image résultante. On peut aussi utiliser le filtre alterné séquentiel, ou bien d'autres filtres pour ne garder que l'information utile [B, 2007].

Chapitre 2 : Techniques de détection des pathologies rétinienne

L'étape suivante consiste à passer par la reconstruction morphologique en appliquant le filtre de Kirsch, et cela pour déterminer les contours des régions candidates.

La détection des contours est basée sur le noyau K.

$$K = \begin{bmatrix} 5/15 & -3/15 & -3/15 \\ 5/15 & 0 & -3/15 \\ 5/15 & -3/15 & -3/15 \end{bmatrix}$$

Le noyau K est appliqué dans les 8 directions. Les sorties du noyau sont combinées ensemble en sélectionnant la valeur maximale pour chaque pixel de sortie.

L'étape finale consiste à déterminer les composantes connexes contenus (p) pixels. Le disque optique contient environ 80 pixels (en moyenne).

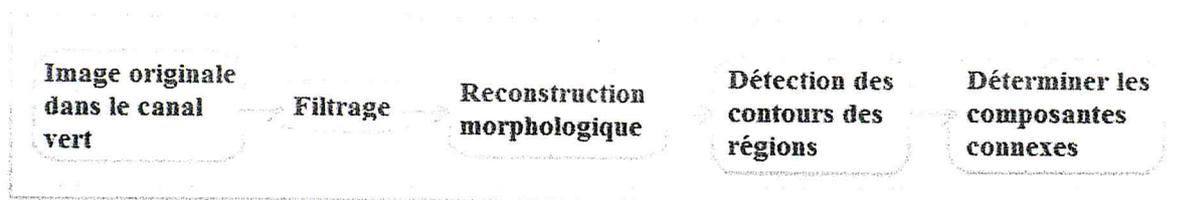


Figure II.7 : Algorithme de segmentation du disque optique

Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre quelques techniques de détection automatique des lésions. Les microanévrismes ont une importance particulière : ils sont les premiers signe non équivoque de la Rétinopathie Diabétique ; en même temps leur nombre est aussi un bon indice pour l'aggravation de la maladie. Leur détection est alors essentielle pour un système automatique de diagnostique de la Rétinopathie Diabétique.

La détection des exsudats a été étudiée : les exsudats témoignent d'un œdème dans l'œil ce qui est l'une des complications graves de la Rétinopathie Diabétique.

Les hémorragies sont un indice pour une ischémie dans la rétine qui est responsable de l'apparition de néovaisseaux et donc de l'autre source d'aggravation importante de la maladie.

Les deux lésions permettent de détecté des cas qui s'aggrave de manière à ce que un traitement deviens indispensable.

Chapitre 2 : Techniques de détection des pathologies réiniennes

Nous avons aussi présenté quelques techniques de détection de l'arbre vasculaire et du disque optique.

Dans le chapitre suivant, nous étudions la détection automatique des exsudats et la segmentation de l'arbre vasculaire.

Chapitre 3

Détection des exsudats et du réseau vasculaire

Introduction

L'évolution de la rétinopathie diabétique chez le patient diabétique est silencieuse. Les patients diabétiques doivent être examinés au moins une fois par an. Toutefois, en présence d'un degré de rétinopathie diabétique important, ils devraient être examinés à intervalles plus fréquents.

Face à cette situation, deux problèmes majeurs se posent. Le premier est la forte croissance des cas diabétiques (et donc des cas de rétinopathie diabétique); on estime qu'en l'an 2025, il y aura plus de 300 millions de patients diabétiques dans le monde, avec un nombre très limités d'ophtalmologistes [MEG, 2000].

Le deuxième problème réside dans les méthodes de diagnostic elles-mêmes. Actuellement dans la routine clinique, le diagnostic de la rétinopathie diabétique se fait par inspection directe (ophtalmoscopie) de l'œil du patient ou par l'analyse des documents photographiques du fond oculaire. Ces méthodes de diagnostic sont lentes et purement qualitatives. Le dépistage de masse sera difficilement faisable.

Les systèmes de dépistage de masse de la rétinopathie diabétique ne peuvent guère être mise en place, sans l'assistance par ordinateur. Le traitement automatique des images rétiniennes peut apporter une aide importante au diagnostic de cette pathologie oculaire.

Dans ce chapitre nous étudions la détection automatique des exsudats, du disque optique et de l'arbre vasculaire.

III.1 – Données utilisées

L'ensemble des images considérées dans le cadre de ce travail sont sélectionnées depuis la base de données DIARETDB1 [DD, 2007]. Il s'agit d'une base de données publique pour la détection de la rétinopathie diabétique.

L'objectif principal de la conception est de définir un protocole d'essai pour la détection de la rétinopathie diabétique. En utilisant cette base de données et le protocole d'essai, les résultats entre les différentes méthodes peuvent être comparés.

La base de données se compose de 89 images couleur du fond d'œil dont 84 contiennent au moins des signes bénins non-proliférant (microanévrismes) de la rétinopathie diabétique, et 5 sont considérées comme normales qui ne contiennent pas de signes de la rétinopathie diabétique selon tous les experts qui ont participé à l'évaluation.

Les images ont été capturées à l'aide du même degré champ de vision (rétinographe numérique 50) avec différents paramètres d'imagerie. Les données correspondent à une bonne situation (pas nécessairement typique) pratique, où les images sont comparables, et peuvent être utilisés pour évaluer la performance générale des méthodes de diagnostic. Cet ensemble de données est appelée « étalonnage de niveau 1 d'images de fond d'œil » [DD, 2007].

III.2 – La sélection de l'espace couleur

Alors que les images rétinienne couleurs contiennent plus d'informations sur les objets et le fond que les images de niveau de gris correspondant, les informations de couleur supplémentaire n'a pas nécessairement a rendre le processus plus facile, et donc une modélisation de couleur rigoureuse est nécessaire.

La première tâche de traitement de l'image couleur est de choisir une représentation appropriée en utilisant une définition d'espace couleur. Il ya plusieurs espaces de couleurs différentes dans la littérature [SH, 1998] et chacun a ses propres avantages [O, 2004].

La sélection d'un espace couleur pour le traitement d'image dépend de l'application considérée [CJSW, 2001]. En effet, il n'y a pas de place à une couleur qui soit mieux que les autres et convient à tous les types d'images. Pour sélectionner l'espace colorimétrique le plus approprié pour notre approche de détection automatique des exsudats et de l'arbre vasculaire, nous avons mené une comparaison pour évaluer la performance des différents espaces de couleur.

Cette comparaison nous a mené à déduire les points suivants :

- o Il convient de respecter des arbres de décision diagnostiques en commençant toujours par l'exploration la plus simple, la moins agressive et la moins chère.

o De plus, l'injection de l'agent de contraste pour l'obtention des images angiographique n'est pas sans risque, c'est un processus qui nécessite plus de personnel hautement qualifié, donc ce n'est pas une approche optimale pour le dépistage de la RD [LY, 1989].

Pour ces raisons la, nous avons travaillé sur des images de fond d'œil couleur.

III.3 – Détection des exsudats et du disque optique

III.3.1 – Architecture globale

Cet organigramme représente les étapes principales pour détecter et segmenter les anomalies (Exsudats).

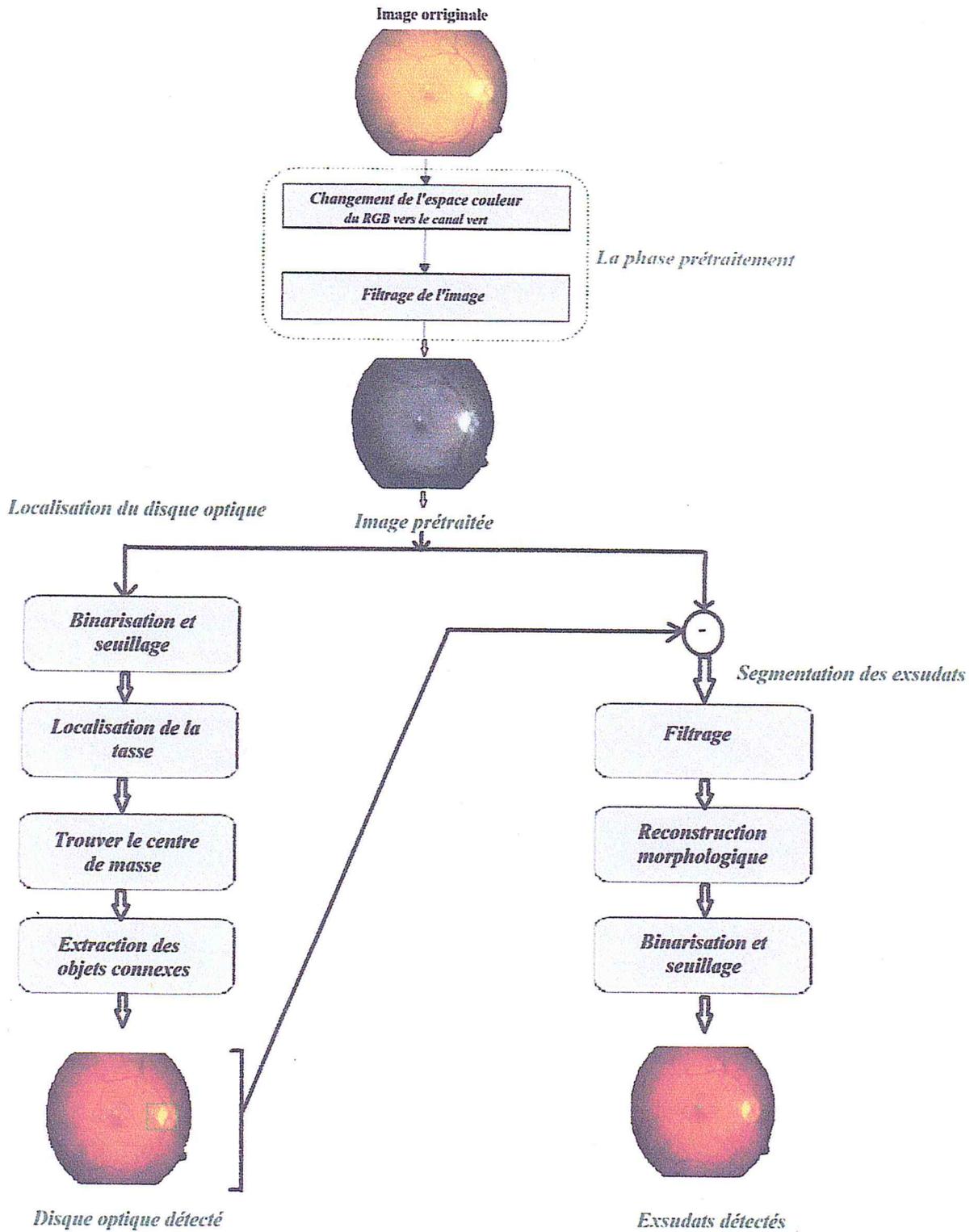


Figure III.1 : Architecture globale de détection des exsudats et du disque optique

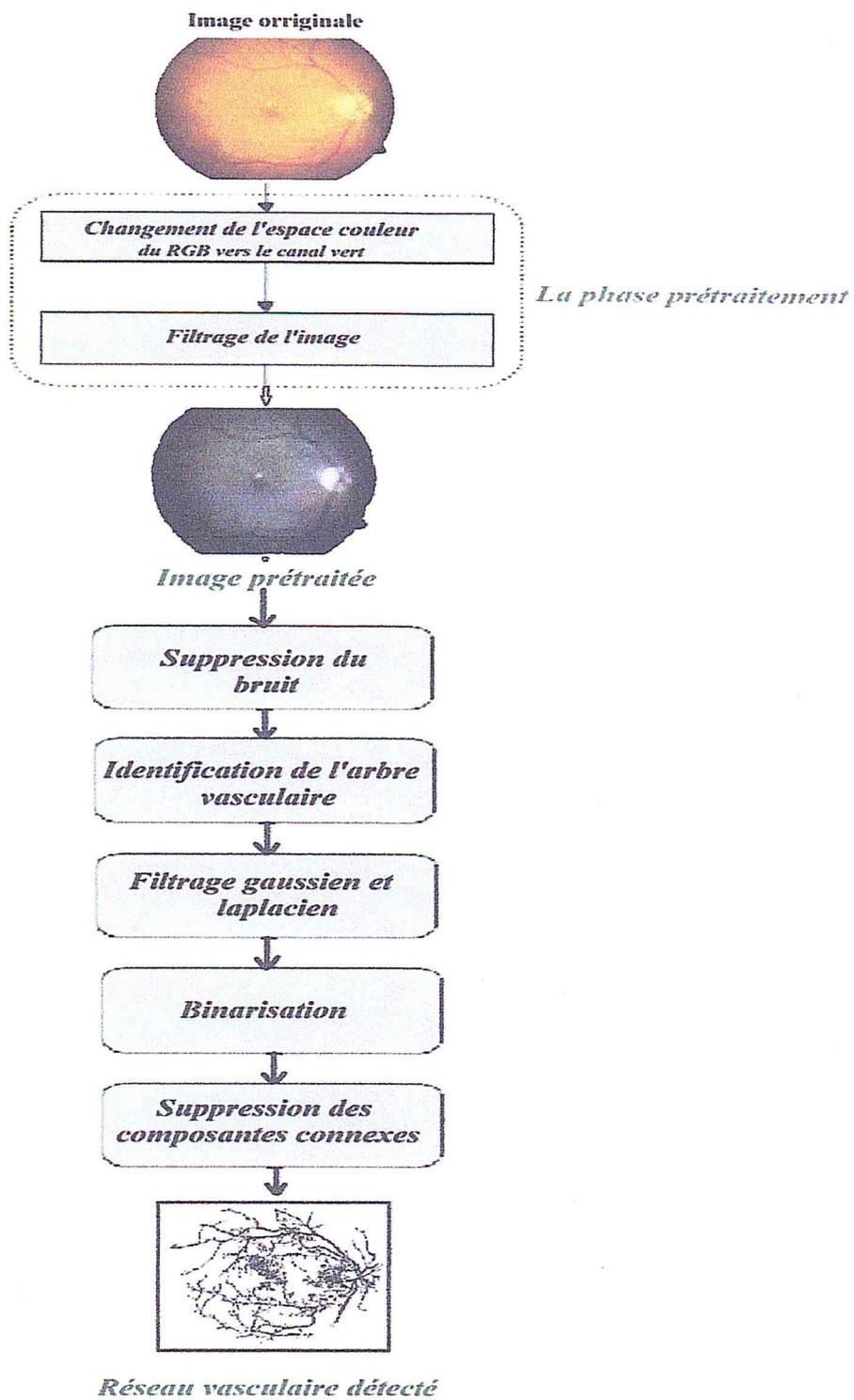


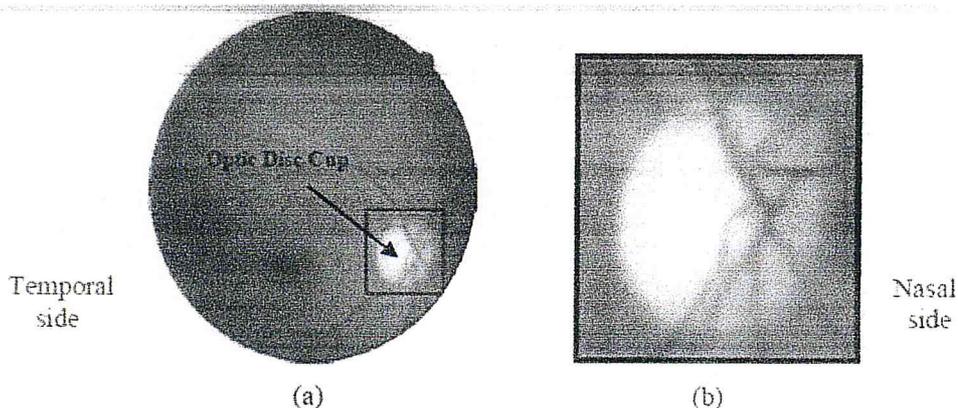
Figure III.3 : Architecture globale de détection du réseau vasculaire

III.3.2 – Détection du disque optique

III.3.2.1 - Présentation

La localisation de disque optique est indispensable dans notre démarche d'identification automatique des exsudats, car il illustre des caractéristiques semblables aux exsudats en termes de couleur, de luminosité et du contraste.

En détectant le disque optique, nous pouvons le retirer du processus de détection des exsudats. Malgré son importance, une localisation précise n'est pas une tâche facile car certaines parties de la frontière ne sont pas bien définies dans certaines images et plusieurs endroits sont obscurcis par le croisement des vaisseaux sanguins. Certaines de ces difficultés qui sont rencontrées dans la localisation de disque optique sont apparentes à la (figure III.1) Comme on le voit, la frontière du disque optique n'est pas toujours bien lisible et, plus important encore, il est obscurci dans certains endroits par des vaisseaux sanguins. Comme les vaisseaux sanguins atteignent le disque optique, ils se tournent et sortent à travers le disque. Cependant, il ya souvent une région centrale brillante (la tasse), ce qui indique l'absence de fibres nerveuses et les vaisseaux sanguins [OMTM, 2003].



a) Image originale

b) vue rapprochée du disque optique

Figure III.2 : Une image typique de la rétine et les directions latérales temporelles et nasale

La taille du disque optique et la forme peuvent varier considérablement. Le diamètre du disque est d'environ 70-105 pixels dans nos images rétiniennes. La partie du disque optique situé sur le côté nasal est généralement moins lumineuse que la partie du côté

temporal, et parfois pas du tout accessibles. Parfois, le disque optique est plus brillant que la région environnante, ainsi il peut être vu comme un disque, dans d'autres il peut apparaître comme un anneau creux. Dans les deux cas, la coupe apparaît comme une petite région lumineuse dans le disque optique.

Alors que la localisation du disque optique et le traçage de la frontière est une tâche apparemment simple pour un expert, les algorithmes de détection de limite d'usage général traditionnels n'ont pas pleinement réussi à segmenter le disque optique en raison de limites floues, image incompatible et la variabilité dans l'apparence. Par conséquent, une localisation fiable du disque optique est étonnamment difficile [OMTM, 2003].

Pour localiser le disque optique dans ce mémoire, deux techniques différentes sont étudiées. La première stratégie fournit un emplacement approximatif du centre du disque optique, tandis que la seconde méthode, estime la zone de disque optique comme un carré. Les deux techniques seront appliquées après la phase de prétraitement des images. Chacune de ces techniques sont suffisantes pour estimer et supprimer le disque optique des régions candidates des exsudats.

o La morphologie mathématique

L'analyse d'une image par morphologie mathématique consiste à appliquer sur cette image un ou plusieurs opérateurs morphologiques au moyen d'un masque ou motif géométrique prédéfini (carré, rectangle, cercle...). Le motif géométrique, appelé *élément structurant* (ES), est déplacé dans l'image de façon à ce que son centre occupe toutes les positions de l'espace (les pixels p).

Pour chacune des positions, on applique l'opérateur choisi. Il en résulte une image transformée dans laquelle des éléments X peuvent avoir été éliminés, fusionnés, amincis, etc [AC, 2009].

- **L'érosion**

Le principe de l'érosion d'une image binaire, par un élément structurant unitaire consiste à positionner le pixel central de l'élément structurant sur chacun des pixels de l'image. Si le produit logique de tous les points de l'élément structurant avec ceux de l'image donne 1, nous attribuons la valeur 1 au pixel centré, ce qui représente les parties claires de l'image. Si un seul des produits logiques donne 0, nous attribuons la valeur 0 au pixel centré correspondant, ce qui représente les parties sombres de l'image [B, 2007].

- **La dilatation**

L'opération de dilatation, est en fait l'opération duale de l'érosion. Le principe de la dilatation consiste à positionner le pixel central de l'élément structurant sur chacun des pixels de l'image. Si la somme logique de tous les pixels de l'élément structurant avec ceux de l'image est différente de 0 au moins à un point, nous attribuons la valeur 1 au pixel centré, se qui représente les parties claires de l'image. Si la somme logique donne 0 à tous les points, nous attribuons la valeur 0 au pixel centré correspondant, qui représentent les parties sombres de l'image [B, 2007].

- **L'ouverture morphologique**

L'ouverture morphologique est la dilatation de l'image érodée, s'exprime par $O^B(X)$, ou XB et se définit par :

$$O^B(X) = D^B(E^B(X)) \dots \dots \dots (III.1)$$

III.3.2.2 – Algorithme appliqué

L'algorithme comporte deux phases : la phase de prétraitement et la phase de la localisation.

o **Prétraitement de l'image**

L'étape de prétraitement consiste à convertir l'image couleur en niveau de gris, puis travailler sur le canal vert de l'image résultante. Ensuite l'image sera filtrée avec un élément structurant de la forme d'un cercle. On obtient l'image filtrée.

L'étape de prétraitement est essentielle dans la détection de la papille, car c'est dans le canal vert que les exsudats et le disque optique apparaissent avec le meilleur contraste.

o Localisation du disque optique

Comme une première étape au processus, la localisation du disque optique se fait par la conversion de l'image filtrée en une image binaire. L'image binarisée est obtenue après une opération de seuillage

o Le seuil optimal

Trouver le seuil optimal est toujours un compromis entre la sensibilité et la spécificité. S'il y a plusieurs choix possibles pour le seuil, il faut vérifier dans l'image si la tasse a été ratée et éventuellement modifier le choix de seuil. De cette manière, nous obtenons un seuil optimal pour l'image filtrée [AC, 2009].

La deuxième étape consiste à appliquer les opérateurs morphologiques, et cela en appliquant une ouverture morphologique avec un disque de rayon 5 pixels (pour notre cas), suivi d'une dilatation avec le même élément structurant et cela pour l'obtention d'une image binaire avec le disque optique localisé (et remplis).

Notre but est d'éliminer les composantes connexes plus petites que l'élément structurant, et d'éliminer toutes les lignes claires, assez étroites, ainsi que les petites tâches claires sur l'image.

La dernière étape de notre stratégie consiste à fournir un emplacement approximatif du centre du disque optique, et cela par l'extraction des objets connexes dans l'image binaire du disque optique par :

- Initialiser une matrice L de la même taille que l'image « Optic disc » contenant des étiquettes pour les objets reliés à cette dernière et une variable n contenant le nombre d'objets connectés trouvés dans cette image aussi.
- Si pas d'objets connectés, disque optique non trouvé (sa dépend de la qualité d'images).

- Sinon s'il ya une région
- Trouver le centre de masse dans cette image (centroid).
- Placer le disque optique dans une boîte de contour.
- Extraire la boîte de contour de l'image originale en niveau de gris.
- On n'obtient que le disque optique localisé.

Puis, il ne reste qu'à segmenter le disque optique par un contour carré dans l'image originale.

Nous avons testé ces deux approches contre un ensemble de données de 89 images rétiniennes couleurs. Dans tous les cas, l'image de modèle pourrait fournir une bonne approximation du centre de la papille.

o Opérateurs morphologiques

- Filtre médian

Le filtre médian entre dans la catégorie des opérateurs de traitement d'image. Il est particulièrement efficace contre le bruit dans des images à niveaux de gris.

Son fonctionnement consiste à remplacer la valeur d'un pixel par la valeur médiane de l'ensemble des pixels de son voisinage.

- Reconstruction morphologique

La Reconstruction morphologique peut être considéré conceptuellement comme des dilatations répétées d'une image, appelée image de marque, jusqu'à ce que le contour de l'image du marqueur fixe sous une deuxième image, dite image de masque.

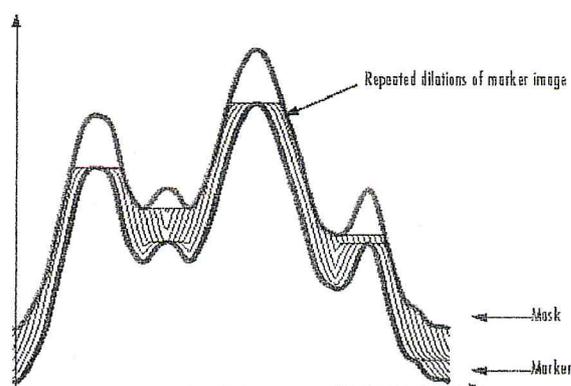
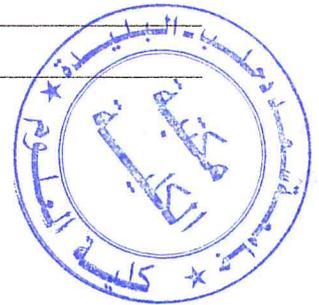


Figure III.3 : La reconstruction morphologique

Dans reconstruction morphologique, les sommets de l'image de marque "étalées", se dilatent. La figure illustre ce traitement en 1-D. Chaque dilatation successive est astreinte à se situer au-dessous du masque. Lorsque plus d'une dilatation cesse de changer dans l'image, le traitement s'arrête. La dilatation finale est l'image reconstruite. La figure montre les dilatations successives du marqueur.



III.3.3 – Détection des exsudats

o Prétraitement

Notre approche utilise le canal vert de l'image à partir de l'espace couleur RGB. Par l'extraction de la partie du disque optique de l'image originale, on obtient les régions qui peuvent contenir des exsudats.

Nous commençons l'analyse en estimant le fond avec un filtre médian en utilisant un disque de rayon 0.5 (les exsudats sont de taille petite inférieure à la taille de la papille). Cette approche a été utilisée précédemment par [FPGOS, 2006] et possède des avantages considérables et des performances de calcul par rapport aux autres méthodes [FGR, 2005]. Dans d'autres techniques de normalisation de filtrage médian, le fond est soustrait de l'image originale afin d'obtenir une version normalisée [L, 2011]. Dans notre approche, nous améliorons la normalisation avec une reconstruction morphologique.

o Segmentation des exsudats

La segmentation des exsudats se fait par la conversion de l'image niveau de gris prétraitée en une image binaire avec un niveau de 0.4 pixels. On obtient l'image binaire avec des exsudats segmentés.

Notre approche de détection des exsudats se résume dans deux points : L'application des méthodes de seuillage combinées avec les méthodes de la morphologie mathématique.

III.4 – Détection de l'arbre vasculaire

III.4.1 – Architecture globale

Cet organigramme représente les étapes principales pour détecter et segmenter le réseau vasculaire.

III.4.2 – Description des différents modules

La technique choisie pour la détection des veines et des artères de segments visibles dans des images de fond d'œil est basée sur la méthode de la morphologie mathématique introduite par [ZK, 2001]. Cet algorithme prouvé est efficace dans la télémédecine et dans le dépistage automatique de la rétinopathie diabétique.

L'algorithme *Zana & Klein* est un exemple d'une règle fondée sur le procédé de segmentation vasculaire, et permet ainsi l'utilisation de l'algorithme sans la phase de formation des vaisseaux marqués manuellement. La mise en œuvre est rapide et efficace (<5 secondes) et il a été démontré à bien travailler, même dans des images du fond d'œil chez le nourrisson, où la vascularisation choroïdienne pose un problème à de nombreuses techniques [HFKC, 2002].

Cet algorithme fait un usage intensif des opérations morphologiques, les acronymes suivants sont utilisés:

- L'érosion: $E^B(S)$.
- La dilatation: $D^B(S)$.
- L'ouverture: $O^B(S) = d^B(E^B(S))$.
- La fermeture: $F^B(S) = E^B(D^B(S))$.
- Reconstruction géodésique (ou d'ouverture): $O^{\text{rec}}_{S_{\text{marker}}}(S_{\text{mask}})$.
- La fermeture géodésique : $F^{\text{rec}}_{S_{\text{marker}}}(S_{\text{mask}}) = N_{\text{max}} - O^{\text{rec}}_{N_{\text{max}} - S_{\text{marker}}}(N_{\text{max}} - S_{\text{mask}})$.

Où B est l'élément structurant, et S est l'image à laquelle il est appliqué, est S_{marker} est le marqueur, S_{mask} est le masque et N_{max} est la valeur maximale possible du pixel. Une présentation de ces opérateurs morphologiques peut être trouvée dans [V, 1993].

La segmentation du réseau vasculaire commence en utilisant l'image de canal vert inversé déjà extraites par la segmentation du masque. En fait, le canal bleu semble être très faible avec les vaisseaux sans trop de contraste. D'autre part, la bande rouge est généralement trop saturée car des caractéristiques rétiniennes reflètent la plupart de leurs signaux dans le rouge.

Le bruit initial est enlevé tout en conservant la plupart des capillaires sur l'image originale S_0 comme suit:

$$S_{op} = O_{S_0}^{rec} (\text{Max}_{i=1 \dots 12} \{ O_{Li} (S_0) \}) \dots \dots \dots (III.2)$$

Où Li est un élément de structuration linéaire 13 pixels de long et une largeur d'une image du fond d'œil. Pour chaque i , l'élément est tourné de 15° . Les auteurs précisent que la méthode originale n'est pas robuste pour les changements d'échelle. Cependant, puisque nous avons une estimation de vue virtuel (la VFOV), nous sommes en mesure d'adapter dynamiquement la taille des éléments structurants.

L'arbre vasculaire peut être considéré comme une des formes lumineuses linéaires identifiables comme suit:

$$S_{sum} = \sum_{i=1}^{12} (S_{op} - O_{li} (S_0)) \dots \dots \dots (III.3)$$

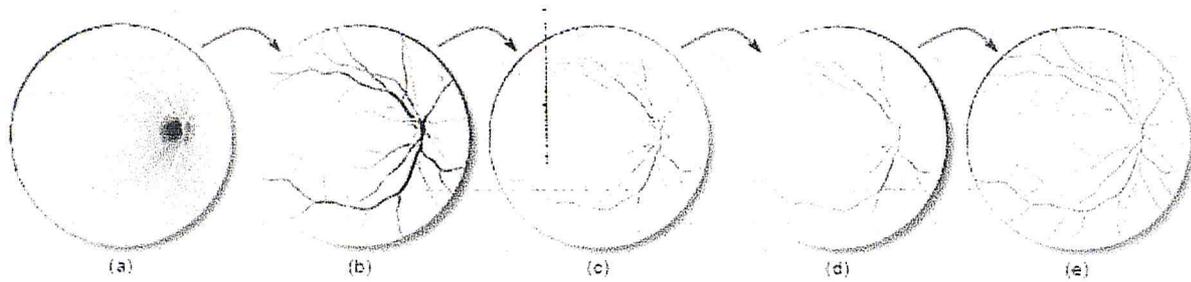
L'opération précédente permet d'améliorer le contraste des vaisseaux mais au même temps, divers structures indésirables sera mise en évidence aussi bien. Les auteurs ont évalué la courbure de la cuve d'un filtre gaussien (largeur = 7px; $s = 7/4$) et un filtre laplacien (Taille = 3x3). Puis, en réitérant l'opération suivante, le résultat final est obtenu et les motifs de bruit restants éliminés:

$$S_1 = O_{S_1 ap}^{rec} (\text{Max}_{i=1 \dots 12} \{ O_{Li} (S_1 ap) \}) \dots \dots \dots (III.4)$$

$$S_2 = F_{S_1}^{rec} (\text{Min}_{i=1 \dots 12} \{ F_{Li} (S_1) \}) \dots \dots \dots (III.5)$$

$$S_{res} = (\text{Max}_{i=1 \dots 12} \{ O_{Li}^2 (S_2) \} \geq 1) \dots \dots \dots (III.6)$$

La dernière étape de notre application consiste à binariser l'image et supprimer tous les composants connectés qui ont une superficie inférieure à 250 pixels. Une fois de plus cette valeur est mise à l'échelle en fonction de l'estimation de vue virtuel, la VFOV (Virtual Field of View) détecté. La figure III.5 présente un résumé visuel de l'ensemble de l'algorithme.



(a) Image initiale (canal vert). (b) l'image après correction. (c) image après filtrage (d) l'image après correction (e) la segmentation finale après binarisation et suppression des petites composantes connectés.

Figure III.4 : Résumé de la segmentation de l'AV

Toutes les images, à l'exception de la première, ont été inversées pour améliorer la visualisation.

Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre les techniques de détection automatique des exsudats, du disque optique et du réseau vasculaire utilisées.

La démarche utilisée dans la détection des exsudats est l'application des méthodes de seuillage combinées avec les méthodes de la morphologie mathématique.

Pour la détection automatique du disque optique nous avons appliqué un algorithme de segmentation par région après l'utilisation des opérateurs morphologiques.

La technique choisie pour la détection du réseau vasculaire dans des images de fond d'œil est basée sur la méthode de la morphologie mathématique introduite par *Zana & Klein*.

Le chapitre suivant présente l'application développée ainsi que les tests effectués sur des images rétiniennes couleurs.

Chapitre 4

Implementation, tests

et resultat

Introduction

Dans ce chapitre on va présenter notre environnement de travail, le logiciel conçu, et quelques interfaces de tests qui montrent le résultat de notre travail.

IV.1 - Environnement de travail

IV.1.1 – Matériel

Pour le développement de notre application, nous avons utilisé un microordinateur, menu essentiellement de :

- Une mémoire vive RAM de capacité 1 Go.
- Un disque dur de 150 Go avec une fréquence de 430 Mhz.

IV.1.2 – Langage

IV.1.2.1 – Introduction au MATLAB

Matlab, signifie *Matrix laboratory*, est un logiciel de calcul numérique [B, 2012]. Il est destiné à traiter des applications à partir des outils de l'analyse numérique matricielle.

Matlab possède aussi tout un ensemble de fonctionnalités graphiques permettant de visualiser les résultats numériques. Il possède des boîtes à outils, c'est à dire des fonctionnalités supplémentaires, dédiées à des domaines particuliers du calcul scientifique, comme la résolution d'équations aux dérivées partielles, l'optimisation, l'analyse de données, etc...

Matlab est aussi un langage de programmation avec des possibilités d'interfaces vers des programmes écrits en C ou en Fortran. En Matlab les calculs sont effectués avec une arithmétique à précision finie. Ceci le différencie des logiciels de calcul symbolique tel que Maple, mais la comparaison n'a pas lieu d'être. Calcul numérique et calcul symbolique sont des outils complémentaires du calcul scientifique.

Chapitre 4 : Implémentation, tests et résultats

o Démarrer

On peut saisir la commande matlab dans une fenêtre de terminal ou bien cliquer sur l'icône associé à Matlab. Le logo apparaît pendant quelques secondes dans une fenêtre séparée et un bureau est créé.

Il contient plusieurs fenêtres :

- fenêtre des commandes (Command Window),
- historique des commandes (Command History),
- répertoire courant (Current Directory),
- espace de travail (Workspace),
- rampe de lancement (Launch Pad).

IV.1.2.2 – Interface principale

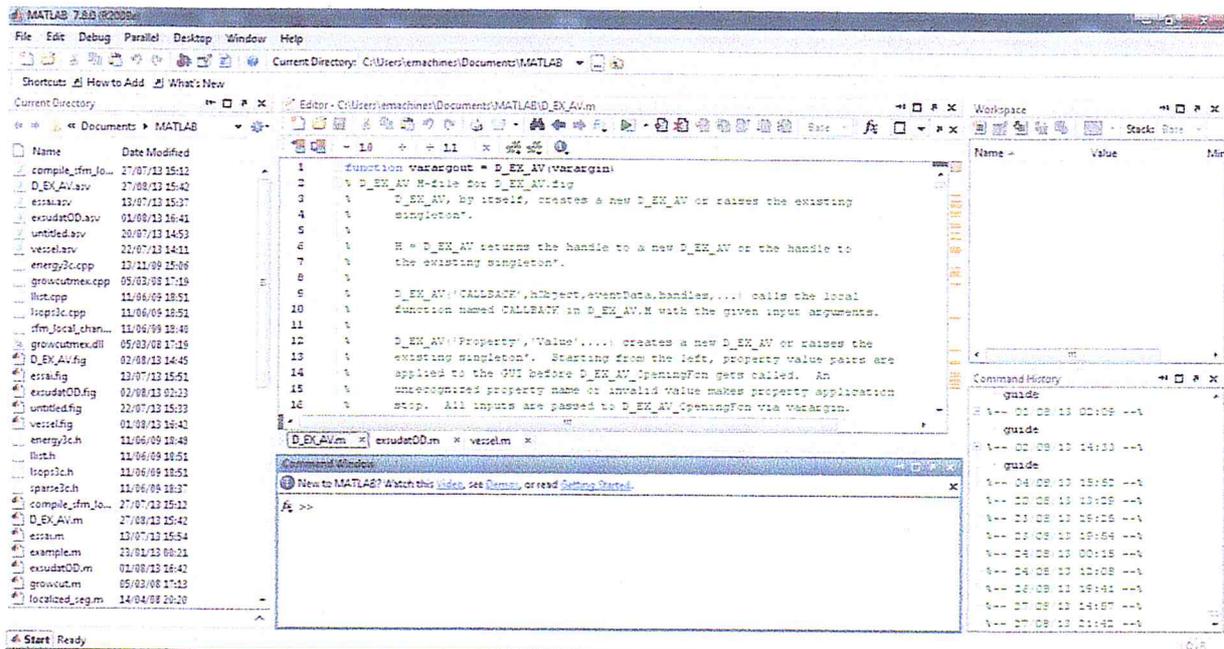


Figure IV.1 : Interface de MATLAB

o Quitter

Pour quitter Matlab, sélectionner *Exit MATLAB* dans le menu File ou bien saisir la commande *exit* dans la fenêtre des commandes.

IV.1.2.3 - Domaines d'utilisation

- Calcul matriciel, analyse de données, représentations graphiques complexes, développements d'algorithmes, etc.
- Réalisation de prototype rapide.
- Boîtes à outils performant : Toolbox Control, Identification, Optimisation, Statistics, Neural Networks, Fuzzy Logic...

IV.2 – Présentation du logiciel

o Interface principale

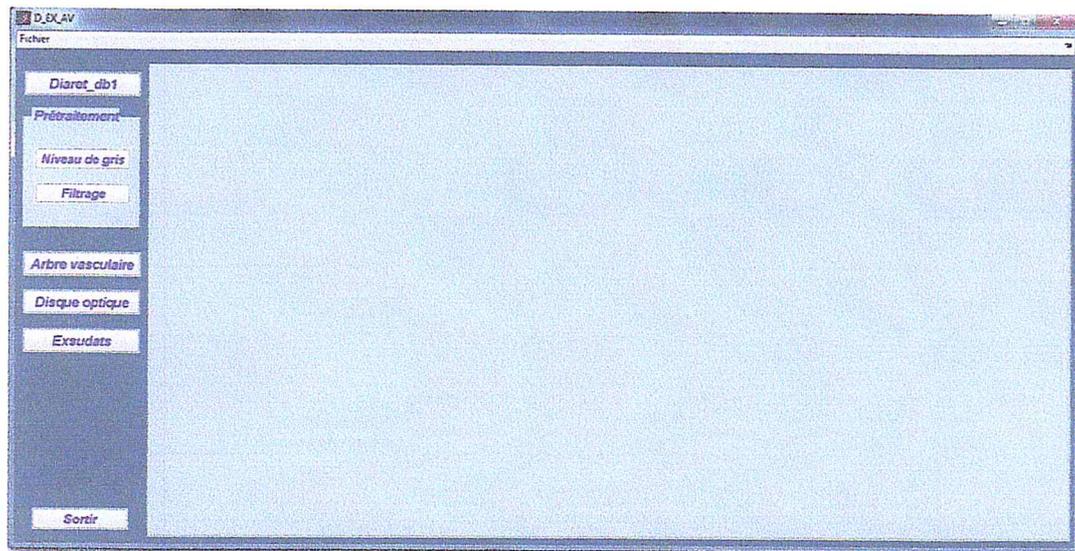


Figure IV.2 : Interface principale D-EX-AV

o Interprétation

Voici l'interface de notre système nommé **D-EX-AV** (Détection des EXudats et de l'Arbre Vasculaire) et pour afficher cette fenêtre il suffit d'exécuter le programme D-EX-AV dans la fenêtre répertoire courant « *Current Directory* ».

L'interface contient un menu *Fichier* qui contient a sont tour un volet :

- *Ouvrir* pour visualiser une image.
- *Sauvegarder* pour sauvegarder toutes les images dans l'interface.
- *Quitter* pour quitter le système.

L'interface contient le bouton *Diaret-db1* qui visualise toutes les images de la base. Voir (Figure IV.3).

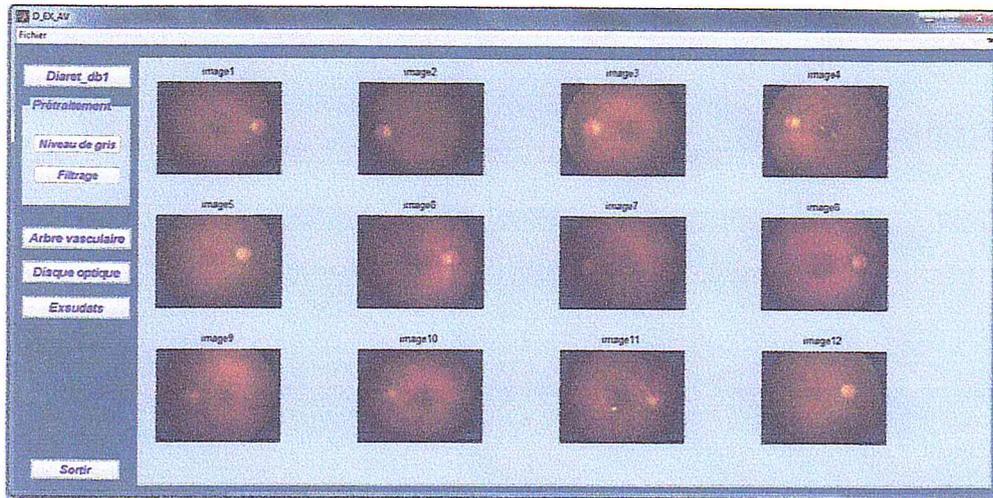


Figure IV.3 : Les images de la base Diaret-db1

o Prétraitement d'une image

Il suffit d'ouvrir une image depuis *Fichier* -> *Ouvrir*, puis choisir une image dans la base Diaret-db1. Voir (Figure IV.4).



Figure IV.4 : Le choix d'une image

Cliquer sur le bouton *Niveau de gris* pour changer l'espace couleur, puis sur le bouton *Filtrage* pour filtrer l'image, le résultat apparait dans l'interface. Voir (Figure IV.5).

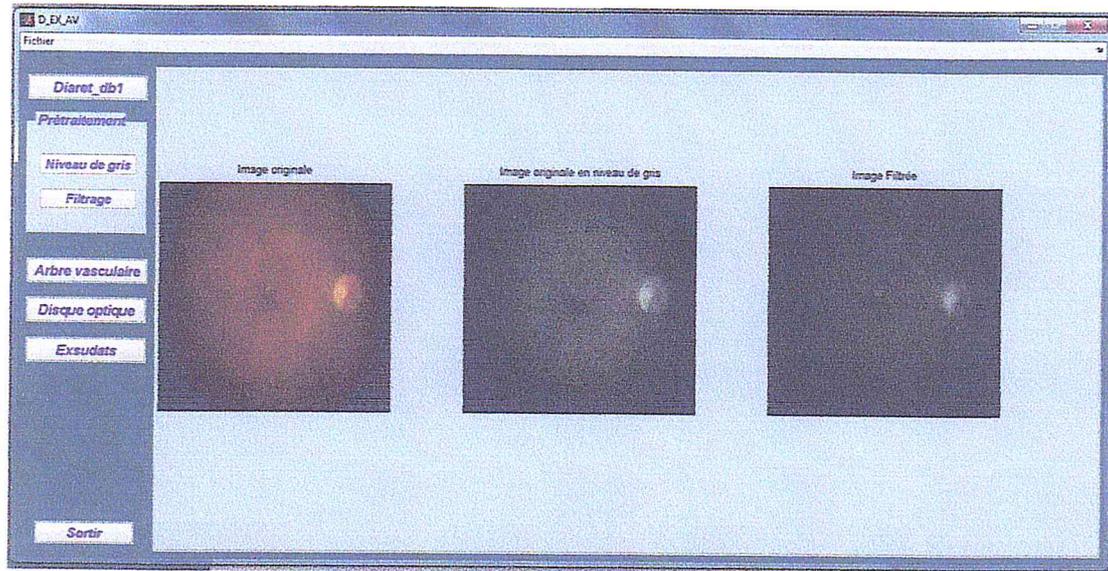


Figure IV.5 : L'image après la phase prétraitement

IV.2.1 – Détection du disque optique

Cliquer sur le bouton *Disque optique* pour détecter la papille. Les étapes suivantes mènent au résultat final. Voir (Figure IV.6), (Figure IV.7), (Figure IV.8).

o Détection de la tasse

C'est la partie lumineuse du disque optique, car elle ne contient pas de vaisseaux, et elle a le même degré de luminosité que les exsudats mais pas la même dimension. Le résultat de la binarisation et du seuillage apparait dans la (Figure IV.6).

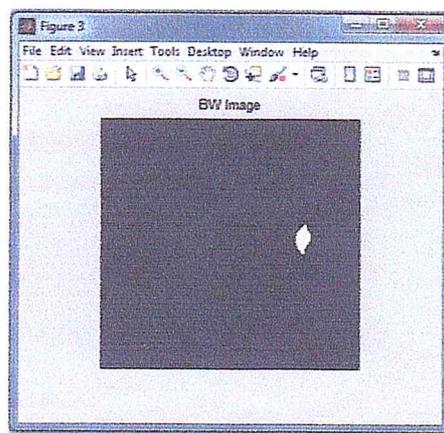


Figure IV.6 : La tasse

o Détection de la papille

Le résultat de l'ouverture morphologique, suivi d'une dilatation avec le même élément structurant (un disque de rayon 5 pixels) permet de détecter la papille (Figure IV.7).

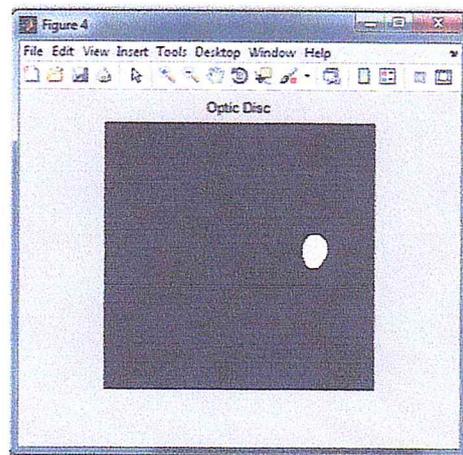


Figure IV.7 : La papille

o Contournement du disque optique

L'étape de trouver le centre de masse, puis le contour et superposer ce dernier sur l'image originale, nous mène au résultat final qui apparaît dans la (Figure IV.8).

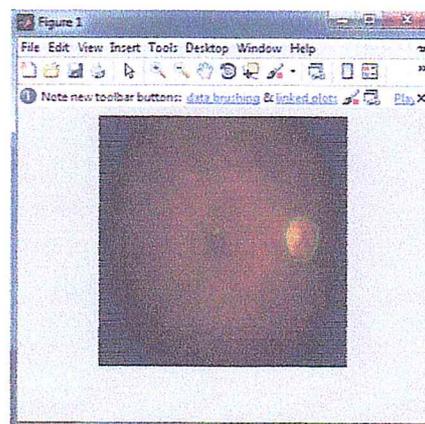


Figure IV.8 : Le disque optique contourné

Résultats

L'algorithme de détection de la papille a été testé sur plusieurs images rétiniennes couleurs de patients diabétiques. Le résultat est montré dans les figures suivantes :

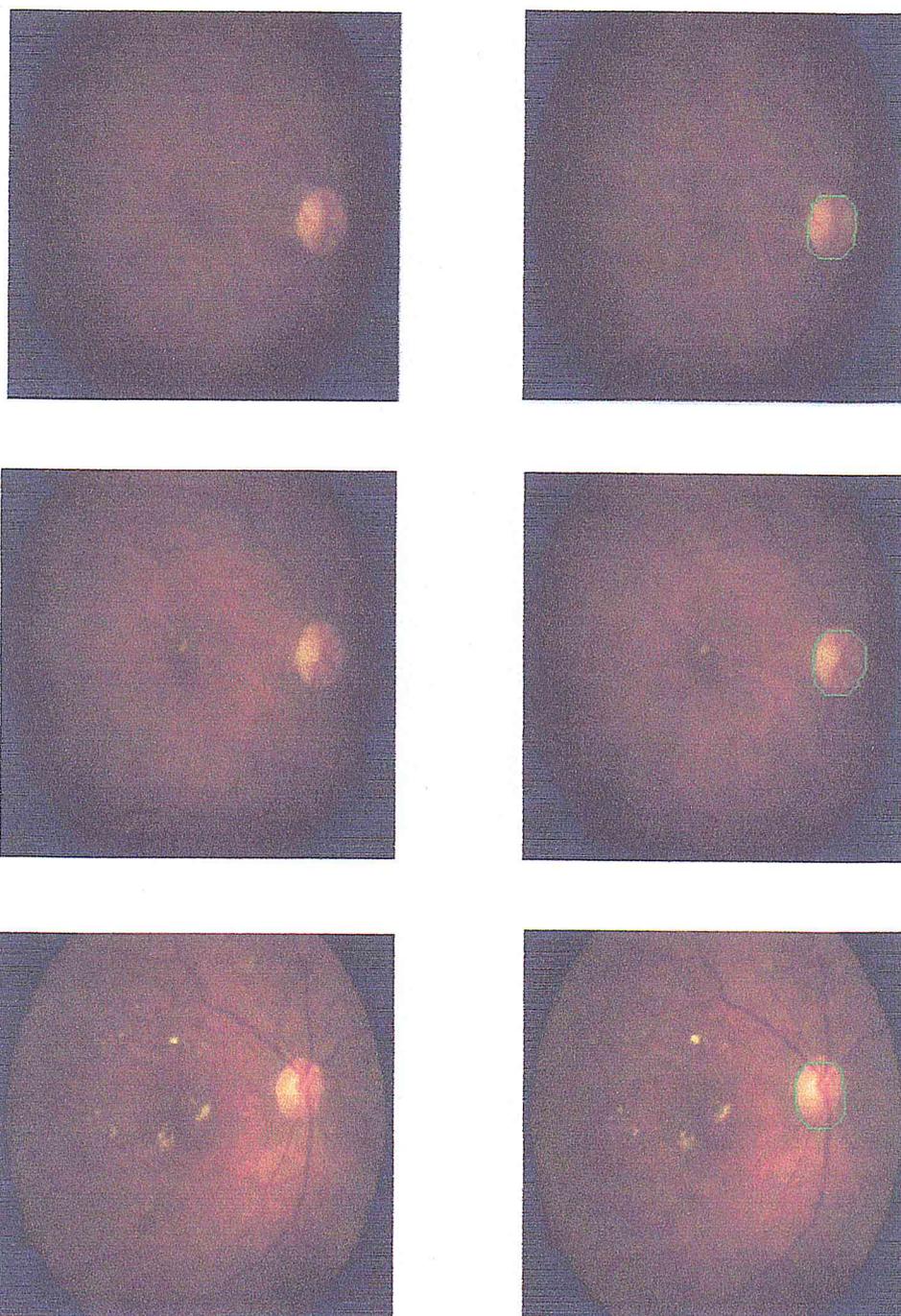


Figure IV.9 : Le résultat de l'algorithme de détection du disque optique

IV.2.2 – Détection des exsudats

o Élimination de la papille

L'élimination de la papille se fait par la coupure de la région du disque optique déjà trouvée dans l'étape précédente. Le traitement se fait sur le canal vert de l'image en niveau de gris. (cf. (Figure IV.10)).

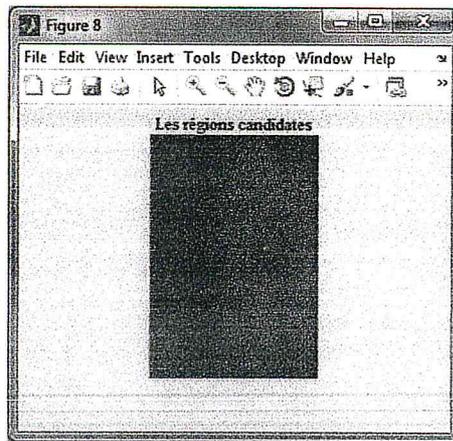


Figure IV.10 : Les régions contenant des exsudats

o Filtrage

Le résultat du filtrage médian apparaît dans la (Figure IV.11).

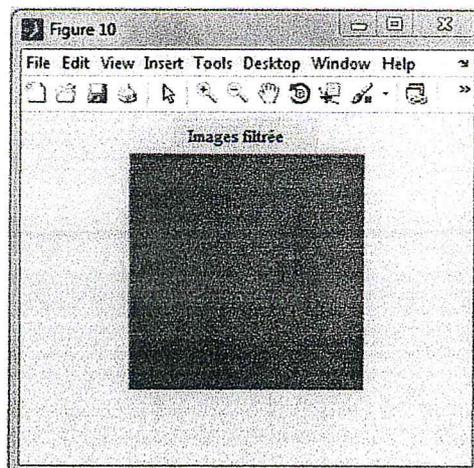


Figure IV.11 : Image filtrée

o Binarisation et seuillage

La conversion de l'image filtrée vers une image binaire, et l'application d'un seuillage nous mènent à trouver les régions des exsudats. Voir la (Figure IV.12).

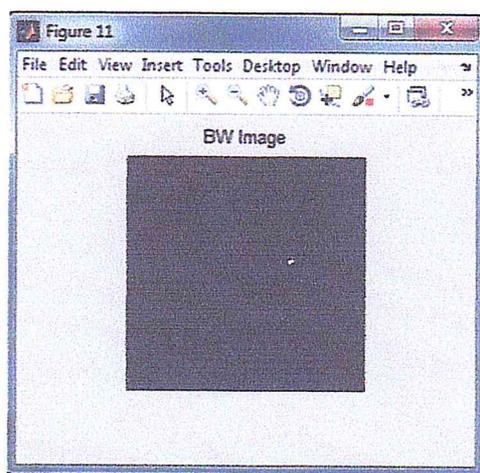


Figure IV.12 : Image binarisée

o Exsudats segmentés

Après toutes les étapes précédentes, il ne reste qu'à segmenter les régions des exsudats par l'application d'une segmentation par contour pour trouver les contours des exsudats. Voir la (Figure IV.13).

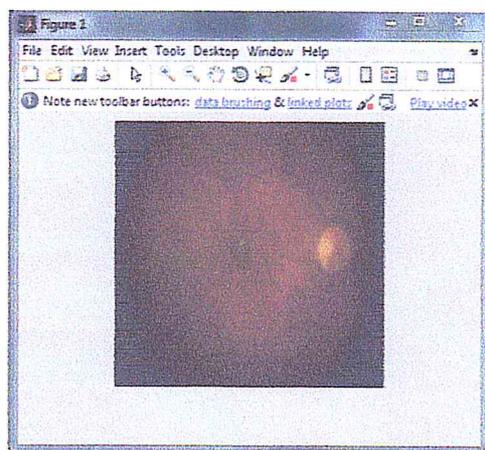


Figure IV.13 : Détection des exsudats

Résultats

L'algorithme de détection des exsudats a été testé sur plusieurs images rétiniennes couleurs de patients diabétiques. Le résultat est montré dans les figures suivantes :

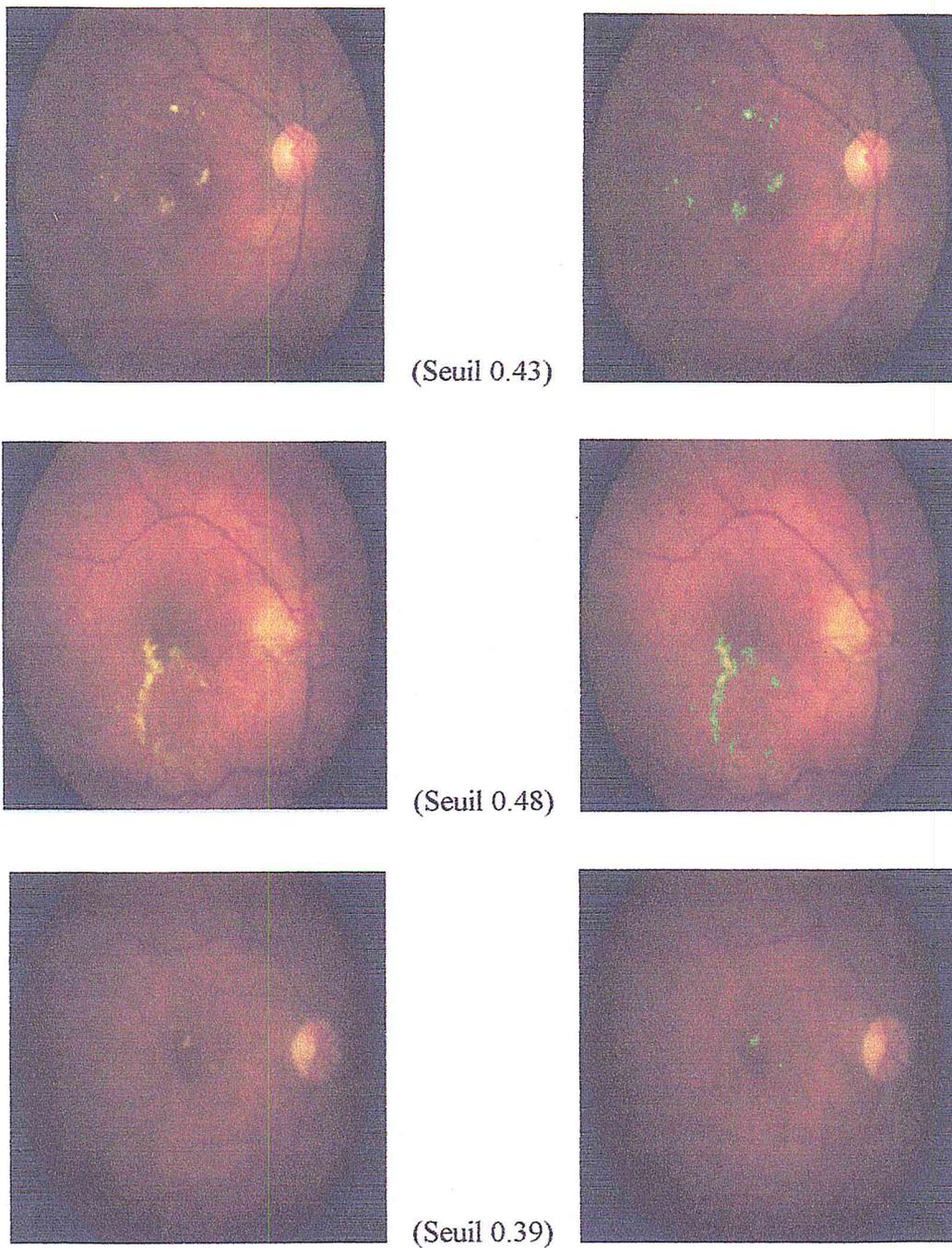


Figure IV.14 : Le résultat de l'algorithme de détection des exsudats

IV.2.3 – Détection du réseau vasculaire

Le résultat de l'approche de détection du réseau vasculaire apparaît dans la (Figure IV.15).

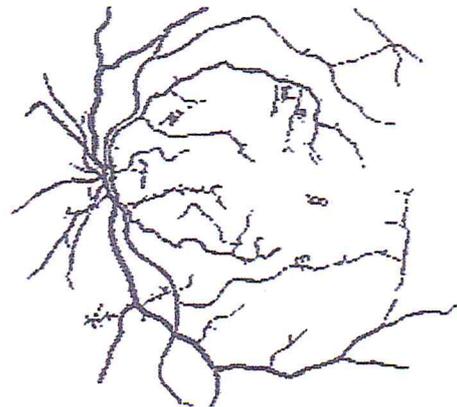
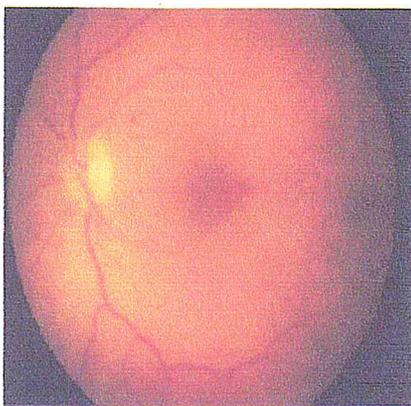
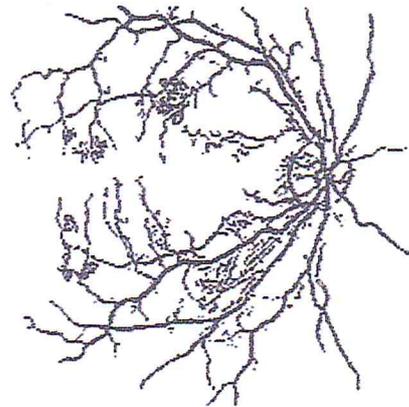
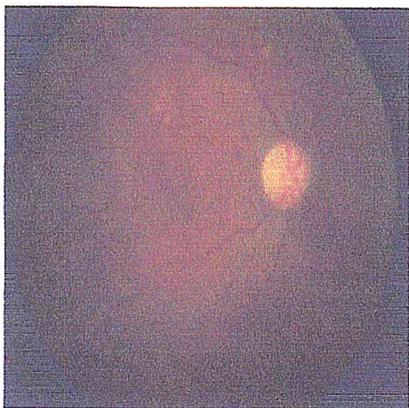
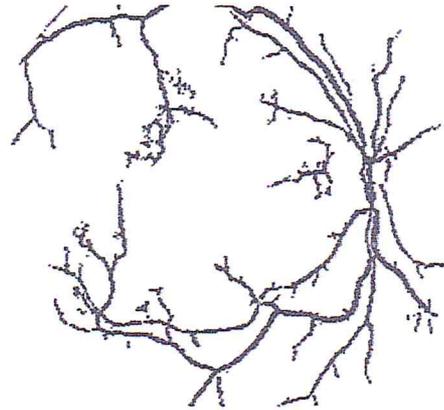
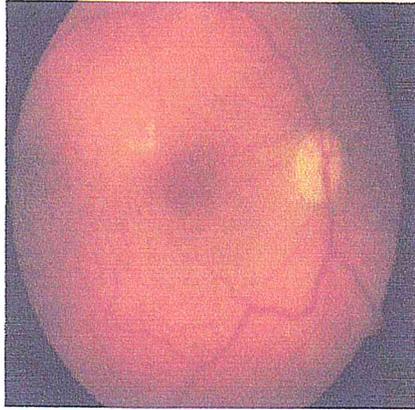


Figure IV.15 : Le réseau vasculaire détecté

o Résultat final

Voici le résultat final apparent dans la fenêtre principale. Voir (Figure IV.16) et (Figure IV.17).

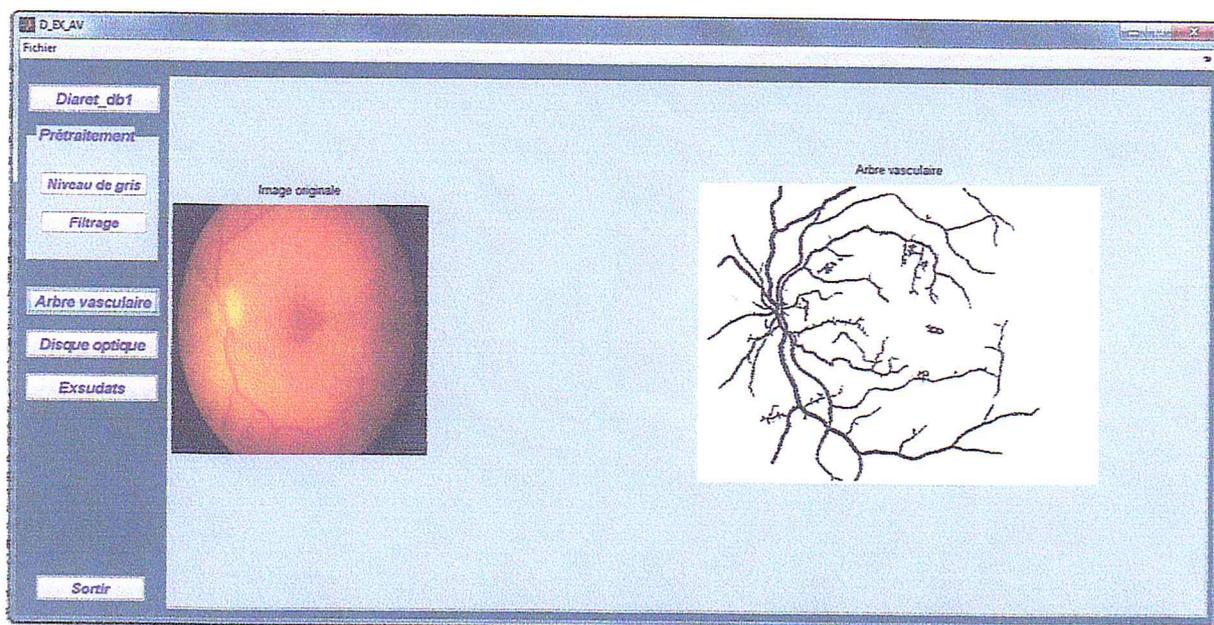


Figure IV.16 : Détection de l'arbre vasculaire

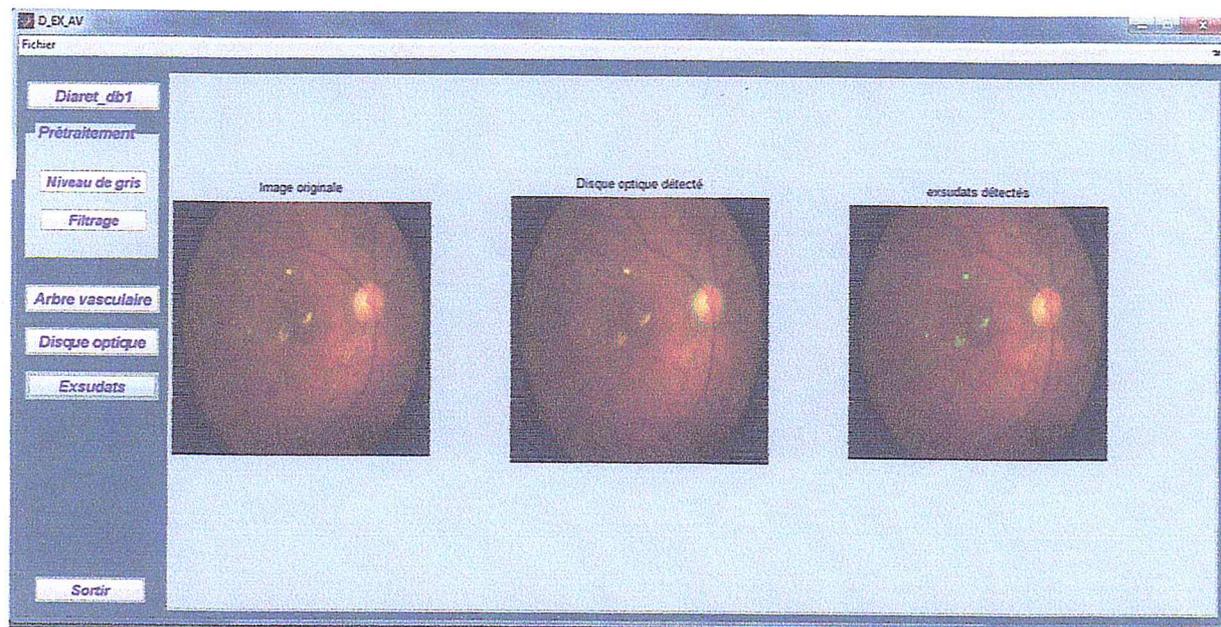


Figure IV.17 : Détection de la papille et les exsudats

Conclusion

Ce chapitre présente une méthode automatique basée sur des traitements morphologiques pour la détection des exsudats et du réseau vasculaire dans des images rétiniennes couleurs.

L'amélioration locale de la qualité de l'image, le choix optimal du seuil dans l'étape de segmentation ainsi que l'utilisation d'une base de données plus consistante peut apporter une amélioration importante à la méthode automatique proposée.

L'amélioration la plus importante qui peut être apporté à la détection des exsudats et du réseau vasculaire ne vas pas se faire par une amélioration d'algorithme, mais par une amélioration de l'acquisition.

Conclusion générale

Conclusion et perspectives

Ce travail concerne le développement d'algorithmes pour la détection automatique des pathologies rétiniennes ainsi que la détection du réseau vasculaire à partir d'images rétiniennes couleur ou angiographique.

Une introduction aux termes médicaux et aux concepts nécessaires a été donnée, ainsi que les protocoles communs pour diagnostiquer manuellement l'état de la rétinopathie diabétique avec des images du fond d'œil. Différentes techniques d'imagerie de la rétine ont été décrites et une justification pour le choix des images rétiniennes couleur et le choix de la base de données a été donné.

Un algorithme de segmentation des exsudats, et un autre pour la détection du réseau vasculaire ont été développés. En ce qui concerne le temps d'exécution est concerné, ces méthodes sont capables d'estimer les lésions dans un court laps de temps en raison de la nature fondé sur des règles.

Dans l'ensemble, ce travail a présenté des avancées dans le traitement d'image de la rétine, orienté vers l'amélioration du dépistage automatisé, depuis l'étape d'acquisition, grâce à l'évaluation et l'amélioration de la qualité d'image, jusqu'à la détection des lésions et du réseau vasculaire.

Par conséquent, il existe différentes directions qui peuvent être poursuivis pour des études ultérieures.

Tout d'abord, une évaluation clinique plus vaste de la simple projection d'image complète le processus. De plus, une étape de classification serait nécessaire qui prend en compte la teinte et le contour des exsudats. Il y a d'autres structures dans les images rétiniennes qui peuvent être confondues avec les exsudats et qui rendent cette tâche de classification plus difficile.

Références bibliographiques

Références

A

[AOMTM, 2001] : Alireza. Osarek, Majid Mirmenhdi, Barry Thomas et Richard Markham. « automatic Recognitio of Exudative Maculopathy using Fuzzy c-Means clustering and Neuralnetworks ». porc, Medical Image Understanding and Analysis Conference, page 49-52, Juillet 2001.

[ALH, 2010] : Antal, B., Lazar, I., and Hajdu, A. (2010). An ensemble-based system for microaneurysm detection. Technical report, University of Debrecen, Hungary.

[AC, 2009] : Assad Hamza, Chetoui Ben youcef « Segmentation d'images angiographiques par la morphologies mathématique floue», thèse d'ingénieur, Décembre 2009.

B

[BB, 2011] : Bacha sihem, Bendali samah, Analyse d'images retiniennes pour l'aide au diagnostic médical par raisonnement à base de cas. Mémoire de master, 3 juillet 2011.

[BLK, 1984] : Baudoin, C. E., Lay, B. J., and Klein, J. C. (1984). Automatic detection of microaneurysms in diabetic fluorescein angiography. Rev Epidemiol Sante Publique, 32(3-4):254-261.

[B, 2007] : S. Belhadi. « Analyse de la cartographie vasculaire pour l'aide au diagnostique ».thèse de magistère, Novembre 2007.

[B, 1983] : Bruno LAY. « Analyse automatique des images angiographies au cours de la Rétinopathie Diabétique ». Thèse, centre de Morphologie Mathématique école des Mines de Paris, Juin 1983.

[B, 2012] : G. Burel. «Introduction au traitement d'images ».Simulation sous Matlab. Mai 2012.

C

[CDCP, 2011] : Centers for Disease Control and Prevention (2011). National diabetes fact sheet: national estimates and general information on diabetes and prediabetes in the united

states. Technical report, U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention.

[CJSW, 2001] : H. Cheng, X. Jiang, Y. Sun and J. Wang. Colour image segmentation: advances and prospects, *Pattern Recognition*, 34(12):2259-2281, 2001.

[CP, 2012] : J. P. cocqerz et S. philip. «Analyse d'image : filtrage et segmentation », 2012.

[CR, 2011] : Conference Report : Screening for diabetic Retinopathy in Europe 15 years after the St.Vincent declaration the Liverpool Declaration 2005. Website : [http:// reseau-ophdiat.aphp.fr/Document/Doc/Confliverpool.pdf#search=](http://reseau-ophdiat.aphp.fr/Document/Doc/Confliverpool.pdf#search=), visité : Avril 2011.

D

[DD, 2007] : DIARETDB1 Database, is Copyright © 2007 by Tomi Kauppi, Valentina Kalesnykiene, Joni-Kristian Kamarainen, Lasse Lensu, Iiris Sorri, Asta Raninen, Raija Voutilainen, Juhani Pietilä, Heikki Kälviäinen, and Hannu Uusitalo. Site web : <http://www2.it.lut.fi/project/imageret/diaretdb1/>.

[DBM, 2010] : A. Ducasse, F. Bonnet, B. Menanteau, C. Marcus, C. Reynal, *Imagerie du globe oculaire*, Encycl Méd Chir, Editions scientifiques et médicales Elsevier SAS, Paris, 31-680-A-10, 2010.

F

[FPGOS, 2006] : Fleming, A. D., Philip, S., Goatman, K. A., Olson, J. A., and Sharp, P. F. (2006). Automated microaneurysm detection using local contrast normalization and local vessel detection. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25(9):1223–1232.

[FGR, 2005] : Foracchia, M., Grisan, E., and Ruggeri, A. (2005). Luminosity and contrast normalization in retinal images. *Medical Image Analysis*, 9(3):179–190.

[FUCOMSF, 1998] : Frame, J. A., Undrill, P. E., Cree, M. J., Olson, J. A., McHardy, K. C., Sharp, P. F., and Forrester, J. V. (1998). A comparison of computer based classification methods applied to the detection of microaneurysms in ophthalmic fluorescein angiograms. *Computers in Biology and Medicine*, 28:225–238.

G

[GT, 1999] : Gerard et J. Tortora. « Principe d'anatomie et de physiologie ». Québec 99.

[GMKTC, 2010] : Giancardo, L., Meriaudeau, F., Karnowski, T., Tobin Jr, K., Li, Y., and Chaum, E. (2010a). Microaneurysms detection with the radon cliff operator in retinal fundus images. In Proceedings of SPIE, volume 7623, page 76230U.

[GFR, 2008] : Grisan, E., Foracchia, M., and Ruggeri, A. (2008). A novel method for the automatic grading of retinal vessel tortuosity. IEEE Transaction on Medical Imaging, 27(3):310–319.

H

[HFKC, 2002] : Heneghan, C., Flynn, J., O'Keefe, M., and Cahill, M. (2002). Characterization of changes in blood vessel width and tortuosity in retinopathy of prematurity using image analysis. Med Image Anal, 6(4):407–429.

K

[KS, 2000] : D. Kuhn et G. Soubrane, *Rétine médicale*, Encycl Méd Chir, Editions scientifiques et médicales Elsevier SAS, Paris, 21-000-B-10, 2000.

L

[L, 2008] : Larousse, « Le décollement de la rétine », website : <http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/r%C3%A9tine/15852>, 2008.

[LH, 2011] : Lazar, I. and Hajdu, A. (2011). Microaneurisms detection in retinal images using a rotating cross-section based model. In Proc. Of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging.

[LC, 2004] : Li, H. and Chutatape, O. (2004). Automated feature extraction in color retinal images by a model based approach. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 51(2):246–254.

[LY, 1989] : Lipson, B. K. and Yannuzzi, L. A. (1989). Complications of intravenous fluorescein injections. *Int Ophthalmol Clin*, 29(3):200–205.

[L, 2011] : Luca Giancardo, « Automated Fundus Images Analysis Techniques to Screen Retinal Diseases in Diabetic Patients », these de doctorat, le 27 Septembre 2011.

M

[M, 2012] : André Marion. « Acquisition et visualisation des images », web site : www.decitre.fr/.../acquisition-visualisation-des-images-9782212088717.html, août 2012.

[MPG, 1999] : P.Massin, M.Paques, A.Gaudric. Rétinopathie diabétique. *Encyclopédie Med Chir (Elsevier, Paris), Endocrinologies-Nutrition*, 10366-K-10, 1999,11p.

[MEG, 2000] : P. Massin, A.Ergrinay et A. Gaudic. « Rétinopathie Diabétique ». Volume 1. Paris, elsevier édition, 2000.

N

[NNV, 2012] : K.NARASIMHAN, NEHA.V.C, K.VJAYAREKHA, A REVIEW OF AUTOMATED DIABETIC RETINOPATHY DIAGNOSIS FROM FUNDUS IMAGE 15 May 2012. Vol. 39 No.2

[NGC, 2010] : Niemeijer, M., van Ginneken, B., Cree, M. J., Mizutani, A., Quellec, G., Sanchez, C. I., Zhang, B., Hornero, R., Lamard, M., Muramatsu, C., Wu, X., Cazuguel, G., You, J., Mayo, A., Li, Q., Hatanaka, Y., Cochener, B., Roux, C., Karray, F., Garcia, M., Fujita, H., and Abramoff, M. D. (2010). Retinopathy online challenge: Automatic detection of microaneurysms in digital color fundus photographs. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(1):185–195.

[NGSSA, 2005] : Niemeijer, M., van Ginneken, B., Staal, J., Suttorp-Schulten, M. S. A., and Abramoff, M. D. (2005). Automatic detection of red lesions in digital color fundus photographs. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 24(5):584–592.

O

[OPC, 2011] : L'organisation pour la prévention de la cécité, la rétinopathie diabétique, web site : <http://www.opc.asso.fr/spip.php?article42>, visité : Avril 2011.

[OMTM, 2003] : Osareh, A., Mirmehdi, M., Thomas, B., and Markham, R. (2003). Automated identification of diabetic retinal exudates in digital colour images. *Br J Ophthalmol*, 87(10):1220–1223.

[O, 2004] : Alireza Osareh, Automated Identification of Diabetic Retinal Exudates and the Optic Disc. A thesis submitted to the University of Bristol in accordance with the requirements for the degree of Doctor of Philosophy in the Faculty of Engineering, January, 2004.

R

[RM, 1999]: J. F Risse, Masson. « Exploration de la fonction visuelle, application sensorielle de l'oeil normal et en pathologie ». paris 99, 6-617-120-2.

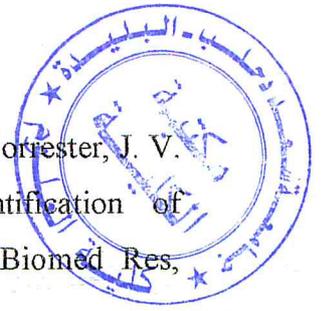
S

[SGMLH, 2009] : Sanchez, C. I., Garcia, M., Mayo, A., Lopez, M. I., and Hornero, R. (2009a). Retinal image analysis based on mixture models to detect hard exudates. *Medical Image Analysis*, 13(4):650–658.

[SH, 1998] : S. Sangwine and R. Horne. *The Colour Image Processing Handbook*. Chapman and Hall. 1998.

[SBWCMLU, 2002] : Sinthanayothin, C., Boyce, J. F., Williamson, T. H., Cook, H. L., Mensah, E., Lal, S., and Usher, D. (2002). Automated detection of diabetic retinopathy on digital fundus images. *Diabetic Medicine*, 19(2):105–112.

[SUBW, 2008] : Sopharak, A., Uyyanonvara, B., Barman, S., and Williamson, T. H. (2008). Automatic detection of diabetic retinopathy exudates from non-dilated retinal images using mathematical morphology methods. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 32(8):720–727.



[SOMSF, 1996] : Spencer, T., Olson, J. A., McHardy, K. C., Sharp, P. F., and Forrester, J. V. (1996). An image-processing strategy for the segmentation and quantification of microaneurysms in fluorescein angiograms of the ocular fundus. *Comput Biomed Res*, 29(4):284–302.

T

[Tramontan et al 2011] : Tramontan, L., Poletti, E., Fiorin, D., and Ruggeri, A. (2011). A web-based system for the quantitative and reproducible assessment of clinical indexes from the retinal vasculature. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(3):818–821.

V

[V, 1993] : Vincent, L. (1993). Morphological grayscale reconstruction in image analysis: applications and efficient algorithms. *IEEE Journal of Image Processing*, 2(2):176–201.

W

[WT, 2003] : Walter, Thomas (2003) Application de la Morphologie Mathématique au diagnostic de la Rétinopathie Diabétique à partir d'images couleur. Doctorat Morphologie Mathématique, ENSMP-CMM Centre de Morphologie Mathématique, Paristech > ENSMP p.256.

Z

[ZK, 2001] : Zana, F. and Klein, J. C. (2001). Segmentation of vessel-like patterns using mathematical morphology and curvature evaluation. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10(7):1010–1019.