



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République algérienne démocratique et populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

المركز الجامعي لعين تموشنت

Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent

Institut des Sciences et de la Technologie

Département de Génie Electrique

Projet de fin d'études

Pour l'obtention du diplôme de Master en :

Domaine : SCIENCE ET TECHNOLOGIE

Filière : Génie Electrique

Spécialité : Electronique Biomédical

Thème :

**Méthode coopérative de segmentation (LPE+ K-MEANS) de
l'arbre vasculaire oculaire**

Présenté Par :

- 1) BELBACHIR Nassim
- 2) BELHARIZI Mohammed

Devant le jury composé de :

Melle BENYAHIA.K

C.U.B.B (Ain Temouchent)

Présidente

Mr BENGANA .A

C.U.B.B (Ain Temouchent)

Encadrant

Melle BADIR El houaria

C.U.B.B (Ain Temouchent)

Examinatrice

Année universitaire 2015/2016

Remerciements

*Nous tenons à remercier en premiers lieu Dieu le tout
Puissant qui nous a donné le courage et la patience
et qui a éclairé notre chemin pour achever
ce travail.*

Plus particulièrement on remercie monsieur

Bengana Fatih

*Professeur au centre universitaire BELHADJ BOUCHAIB pour la
confiance qu'il nous a accordé, pour son encadrement continu,
ses remarques constructives, ses orientations,
et ses conseils.*

*Nous tenons à adresser nos vifs remerciements aux membres du jury
pour s'intéresser au sujet et avoir accepté de lire ce mémoire*

*Nos sincères remerciements à tous nos professeurs
Du département de génie électrique de centre universitaire
BELHADJ BOUCHAIB*

Dédicace

Je dédie ce mémoire

*A mes chers parents, ma femme et mon fils
Pour leur patience, leur amour, leur soutien et
leurs encouragements.*

A mes frères et sœurs ainsi que leurs familles.

A mes amies et mes camarades.

*Sans oublier tous les professeurs que ce soit du
primaire, du moyen, secondaire ou de
l'enseignement supérieur*

Mer BELHARIZI MOHAMMED

Dédicace



À mes très chers parents

À mon frère et ma sœur

*À mes grands-parents, mes oncles, mes tantes, mes cousins, cousines et
toute ma grande famille*

À mon binôme Mohammed pour sa participation et son aide.

*À mes enseignants et surtout monsieur **Bengana Fatih** qui m'a aidé
pendant la durée de réalisation de notre travail.*

À tous mes amis de l'Université et d'ailleurs.

À tous ceux qui m'aiment.

*Qu'ils trouvent dans ce modeste travail l'expression de ma
reconnaissance, mon amour, mon amitié et mon estime.*

Mer BELBACHIR NASSIM

Résumé :

Il existe plusieurs algorithmes de segmentation d'images, selon le cas à résoudre. Où chaque méthode possède ses avantages et ses défauts. Dans notre travail, nous utilisons une méthode coopérative, de manière à n'utiliser que les avantages des différentes méthodes. En effet, nous tirons parti d'une méthode de segmentation, combinée à un algorithme qui permet de tenir compte des caractéristiques locales de l'image. Nous exploitons une segmentation basée sur l'algorithme de k-means ainsi que la méthode de la ligne de partages des eaux.

Mots clés : Rétine, Ophtalmologie, Angiographie du fond d'œil, Segmentation.

Abstract:

There are various image segmentation algorithms, as appropriate to solve. But each method has its advantages and defects. In our work, we use a cooperative approach, so only use the benefits of different methods. Indeed, we take advantage of a segmentation method, combined with an algorithm that takes into account local characteristics of the image. We operate a segmentation based on the k-means algorithm and the method of watershed.

Keywords: Retina, Ophthalmology, Angiography of fundus, Segmentation.

الملخص:

هناك العديد من الطرق لتقطيع الصورة حسب الاقتضاء الى حل لكن لكل طريقة مميزات و عيوب. في عملنا سوف نستخدم نهج تعاوني بطريقة لا نستخدم فيها الا فوائد الطرق. في الواقع نستفيد من طريقة التجزئة التي تأخذ بعين الاعتبار الخصائص المحلية للصورة. نعمل على تجزئة بناء على خوارزمية Kmeans كذلك طريقة LPE .

كما سنعمل في الاخير على المزج بين الطريقتين قصد الحصول على نتائج مرضية.

الكلمات الرئيسية : شبكية العين، طب العيون، تصوير الأوعية الدموية لقاع العين، تقسيم.

Table des matières

Liste des figures :	4
Introduction générale :	5
Chapitre I : l'anatomie de l'œil	6
I. Introduction :	7
II. L'anatomie de l'œil :	7
II.1. L'anatomie du globe oculaire :.....	7
II.1.1 La couche protectrice (ou couche externe) :.....	8
II.1.2. La couche vascularisée (ou couche moyenne) :.....	8
II.1.3 la couche visuelle :.....	10
II.1.4. le contenu de la cavité interne :.....	10
III. Arbre Vasculaire :	11
III.1.Circulation rétinienne :.....	11
III.2.Les anomalies vasculaires :.....	12
III.2.1.La rétinopathie diabétique :	12
III.2.2.Occlusions veineuse rétiniennes :.....	13
III.2.3.Ischémie rétinienne :.....	15
III.2.4.La néo vascularisation :.....	16
IV. L'examen du malade en ophtalmologie :	17
IV.1 L'angiographie du fond d'œil :.....	18
IV.1.1. Les effets indésirables de l'examen de l'angiographie :.....	18
IV.1.2 Des réactions d'intolérance plus marquées :.....	19
IV.1.3.Les étapes de l'examen :.....	19
IV.1.4.Angiographie a la fluorescence :.....	19
IV.1.4.1. Matériels utilisés :.....	20
IV.1.5. L'angiographie au vert d'indocyanine :.....	21
IV.2. Développement et tirage.....	21
IV.2.1 Cliches en lumière monochromatique et en auto fluorescence.....	22

IV.2.1.1. Cliche en lumière rouge :	22
IV.2.1.2. Cliche en lumière bleue :	22
IV.2.1.3. Cliches en auto fluorescence :	23
IV.3 Interprétation de l'angiographie à la fluorescence :	23
IV.3.1 Hypo fluorescence :	23
IV.3.2. Hyper fluorescence :	24
V. Conclusion :	25
Chapitre II : Traitement et segmentation de l'image	26
I. Introduction :	27
II. Traitement numériques des images :	27
II.1. Définition d'image numérique :	28
II.1.1. Définition pixel :	29
II.1.2. Taille d'une image :	29
II.1.3. Image couleur :	30
II.1.4. Image en niveau de gris :	30
II.1.5. Image binaire :	31
II.1.6. Voisinage dans les images :	31
II.1.6.1. Voisinage d'un pixel :	31
II.1.6.2. Ordre de connexité :	32
II.1.6.3. Distances entre pixels :	32
III. Le filtrage :	33
III.1. Filtrage linéaire :	33
III.1.1. Filtre moyenneur :	33
III.1.2. Filtre gaussien :	33
III.2. Filtrage non linéaire :	34
III.2.1. Filtre médian :	35
III.2.2. Filtre de Nagao :	35
IV. La segmentation d'image :	36
IV.1. Quelques difficultés liées à la segmentation des images médicales :	36
IV.2. Méthodes de segmentation des images :	37
IV.2.1. Méthode de segmentation basée sur l'approche contour :	37
IV.2.1.1. Méthodes morphologiques :	38
IV.2.1.2. Méthodes dérivatives :	40

IV.2.1.3.Modèle déformable :.....	41
IV.2.2.Les méthodes de segmentation par approche région :.....	42
IV.2.2.1.Les méthodes de segmentation par seuillage :.....	42
IV.2.2.2.Les méthodes de segmentation par la classification :.....	44
IV.2.2.3.Segmentation par la méthode de croissance :.....	47
IV.2.2.4. Segmentation pat la méthode statistique :.....	48
IV.2.3. La segmentation par approche mixte :.....	48
IV.2.3.1. La coopération Séquentielle :.....	48
IV.2.3.2. La coopération des résultats :.....	49
IV.2.3.3. . La coopération mutuelle :.....	50
V .Conclusion :	51
Chapitre III : Application & résultats	52
I. Introduction :	53
I.1.Les propriétés des vaisseaux dans les images rétiniennes :.....	53
II. Les bases de données :	53
II.1 Base d'image DRIVE :.....	53
III. Extraction des réseaux vasculaires de la rétine :	54
III.1. Extraction du réseau vasculaire de la rétine par LPE :.....	54
III.2. Extraction des réseaux vasculaires par l'algorithme Kmeans :.....	61
III.3. Méthode coopérative (LPE+K-means) :.....	62
III .3.1. Le pré traitement :.....	63
III.3.2. Exécution la partie k-means :.....	64
IV. Conclusion :	65
Conclusion générale :	66
Références bibliographiques :	68

Liste des figures :

Figure I.1 : Fonctionnement de l'œil.....	7
Figure I.2 : Le fond d'œil.....	8
Figure.I.3 : Les artères et les veines rétiniennes.....	12
Figure I.4 : Occlusion du tronc de ACR.....	14
Figure I.5 : Occlusion de la branche temporale de l'ACR.....	14
Figure I.6 : Occlusion du tronc de (ACR).....	14
Figure I.7 : Occlusion du tronc de (OVCR).....	15
Figure I.8 : Occlusion de la branche temporale de la VCR.....	15
Figure I.9 : Occlusion partielle de la VCR.....	15
Figure I.10 : Ischémie rétinienne.....	16
Figure I.11 : La néo vascularisation.....	16
Figure I.12 : Rétinographie.....	20
Figure II.1 : réseau de pixel.....	28
Figure II.2 : l'influence de nombre du pixel sur la qualité de l'image.....	29
Figure II.3 : les valeurs de niveaux de gris que reconnaître l'être humain.....	31
Figure II.4 : voisinage du pixel.....	32
Figure II.5 : exemple de la connexité.....	32
Figure II.6 : Les différentes valeurs de pixel.....	35
Figure II.7 : principe de filtre Nagao.....	36
Figure II.8 : Les principales méthodes de segmentation.....	37
Figure II.9 : Différentes formes de contours.....	38
Figure II.10 : ligne de partage des eaux.....	39
Figure II.11 : les opérateurs dérivatifs.....	41
Figure II.12 : La binarisation par la méthode OTSU.....	43
Figure.II.13 : Principe de la coopération séquentielle.....	49
Figure II.14 : Principe de la coopération des résultats.....	50
Figure II.15 : Principe de coopération mutuelle.....	50
Figure III.1 : Exemples d'images de la base de donnée DRIVE.....	54
Figure III.2 : Représentation de l'image couleur dans l'espace RVB.....	55
Figure III.3 : le pré filtrage de l'image du canal vert.....	57
Figure III.4 : Le résultat du filtre morphologique.....	58
Figure III.5 : Le résultat du gradient morphologique de l'image filtrée.....	58
Figure III.6 : image marqueur.....	59
Figure III.7 : La ligne de partage des eaux de l'image reconstruite.....	60
Figure III.8 : Le résultat de séparation des cellules collées.....	60
Figure III.9 : Les différents résultats de segmentation par k-means.....	62
Figure III.10 : le chapeau de l'image du canal vert.....	64
Figure III.11 : détection de l'arbre vasculaire par la méthode coopérative.....	64

Introduction générale :

L'imagerie médicale a révolutionné la médecine en fournissant un diagnostic efficace et fiable dans tous les domaines des sciences médicales. Dont la qualité de l'acquisition d'image et l'interprétation détermine la précision du diagnostic. et parce que l'analyse d'une quantité de données basée sur l'inspection visuelle reste très difficile et requiert un temps de calcul très élevé. Souvent l'information contenue dans ces images ne peut pas être entièrement captée par l'œil humain et de mêmes les ordinateurs n'ont pas le sens pratique d'un être humain ou l'expérience acquise par les experts en médecine. D'où il est indispensable de combiner les deux, experts et ordinateurs, dans un compromis optimal afin d'obtenir des résultats interprétables et riches de l'information cet effet est d'autant plus important que l'opération soit délicate, tel le traitement du réseau vasculaire rétinien sur lequel se focalise notre travail. Avec l'évolution permanente des sciences, la rétine est désormais une petite fenêtre sur l'état de santé d'un patient. En effet, une image de haute résolution de la rétine peut être un argument solide de diagnostic d'une large panoplie de pathologies. En connaissant l'anatomie d'une rétine saine, toute anomalie de l'architecture, l'aspect des couches rétiniennes ou de réseaux vasculaires sont des informations précieuses qui aident très efficacement le médecin à poser le diagnostic précocement.

En effet, avec l'évolution des systèmes d'angiographie rétinienne numérisée, il est très applicable d'analyser d'une manière automatique les images du fond d'œil.

Effectivement, des efforts importants et continus sont fournis dans le domaine de la recherche profonde en traitement et segmentation des images.

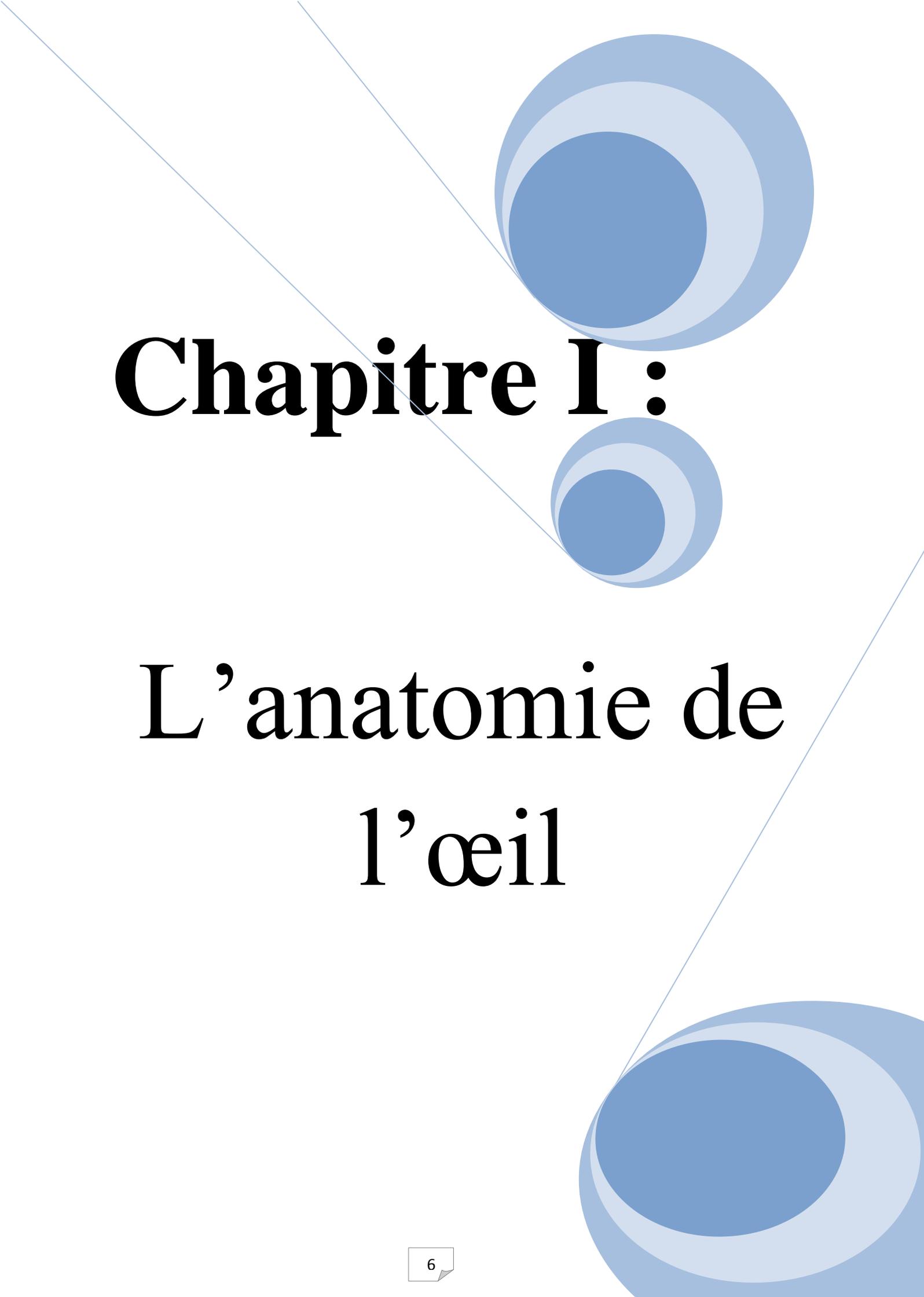
L'objectif de notre travail est de concevoir une méthode de segmentation d'images médicales, plus particulièrement des images rétiniennes, dont notre méthode extrait les réseaux vasculaires et les anomalies de la rétine.

Ce mémoire est subdivisé en trois chapitres qui nous permettront de présenter les différents aspects de notre travail.

Nous présentons dans le premier chapitre l'anatomie de l'œil et l'angiographie du fond d'œil.

Nous avons ensuite présentés dans le chapitre deux, les méthodes de segmentation d'images, où nous avons décrit un certain nombre de méthodes classiques de segmentation, soit par approche contour ou par approche région.

Le chapitre trois est consacré à la présentation des résultats par l'algorithme que nous avons implémenté (méthode coopérative entre K-means et la LPE). Les algorithmes développés dans le cadre de ce travail sont testés sur une image de base des données DRIVE.

The page features three large, overlapping blue circles of varying shades (dark blue, medium blue, and light blue) positioned in the top right, middle right, and bottom right corners. Two thin, light blue diagonal lines cross the page from the top left towards the bottom right.

Chapitre I :

L'anatomie de l'œil

I. Introduction :

L'œil est l'un des cinq organes de sens de l'être humain, c'est l'organe responsable de la vision. Et parce que l'œil est l'organe récepteur de la lumière, sa fonction est de transformer l'information lumineuse reçue en influx nerveux transféré au cerveau.

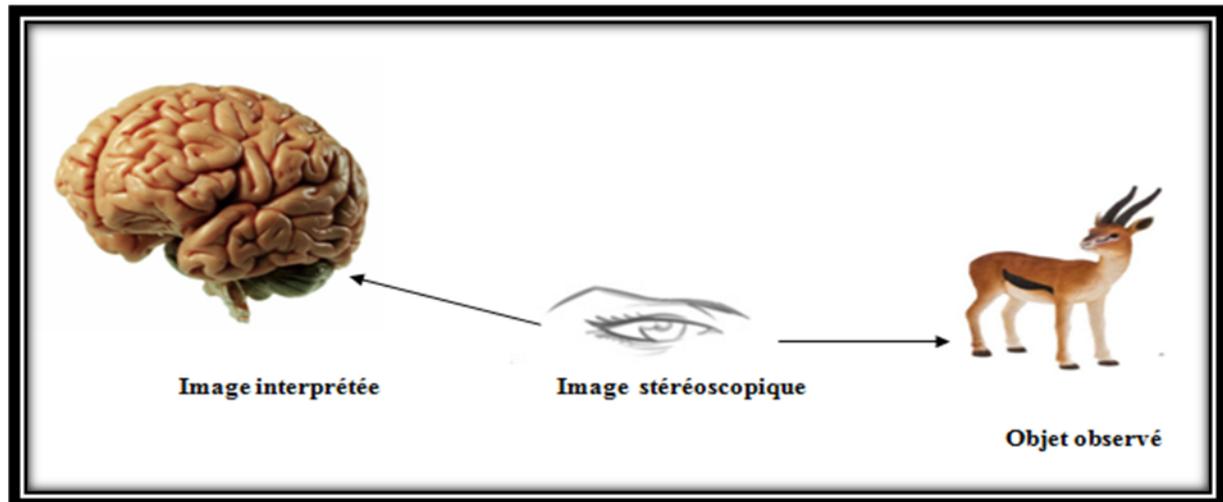


Figure I.1 : Fonctionnement de l'œil

Pour « voir » un tel objet, la lumière issue de cet objet doit pénétrer dans l'œil, que celui-ci la transforme en influx nerveux transféré à son tour au cerveau et que ce dernier interprète ces informations reçues.

II. L'anatomie de l'œil :

L'anatomie de l'œil se décompose en deux parties : celle du globe oculaire et celle de ses annexes (les muscles extra-oculaires, les nerfs, la paupière, le système lacrymal et l'orbite).

II.1. L'anatomie du globe oculaire :

Il est grossièrement sphérique, où il peut être décomposé en quatre parties principales :

- **la couche protectrice** : cornée et sclère
- **la couche vasculaire** : iris, corps ciliaire et choroïde
- **la couche visuelle** : rétine et nerf optique

- le contenu de la cavité interne : humeur aqueuse, cristallin et corps vitré

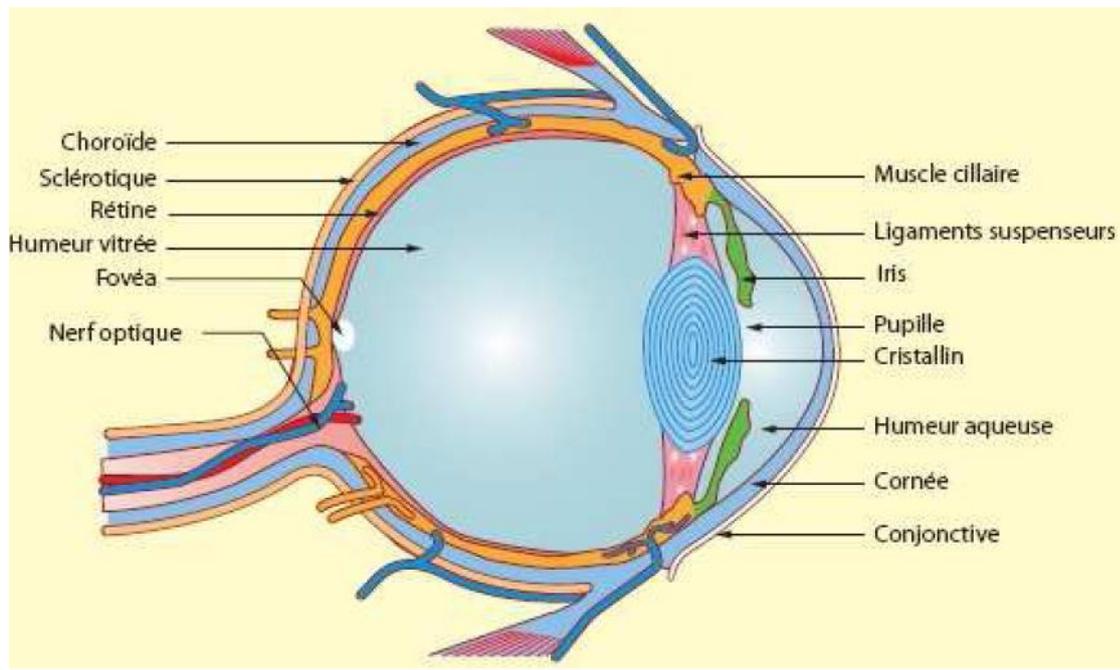


Figure. I.2 : Le fond d'œil

II.1.1 La couche protectrice (ou couche externe) :

Cette couche comprend deux parties dont **la cornée** et **le sclère**. Elles sont résistantes, épaisse et faite de fibres collagènes. La cornée est transparente et sert de fenêtre pour l'œil par contre le sclère est opaque.

II.1.2. La couche vascularisée (ou couche moyenne)

Elle est aussi appelée « **l'uvée** », et comprend trois parties **l'iris**, **le corps ciliaire** et **la choroïde**. C'est la partie la plus vascularisée du globe oculaire. [1]

- **L'iris** : est la Partie la plus antérieure de l'uvée, faisant suite au corps ciliaire, l'iris est une membrane en forme de disque constitué par : des **épithéliums pigmentés** qui vont donner **sa couleur**, elle va du **marron** au **bleu** en passant par le **vert** ; et perforé en son centre d'un orifice circulaire, la **pupille** qui se comporte comme un véritable diaphragme d'ouverture variable se régie automatiquement selon l'intensité lumineuse. Le diamètre pupillaire moyen est de 4 à 5 mm. Il peut varier de 1,5 mm dans les **myosis très serrés** à 9 mm lors de **mydriases totales**.

-des **muscles dilatateurs** de la pupille et le **sphincter pupillaire**. Le diamètre de l'iris est de 12 à 13 mm. Son épaisseur varie selon la région considérée : relativement importante dans sa

partie médiane au niveau de la collerette (0,6 mm), l'épaisseur diminue progressivement en allant vers la pupille. C'est au niveau de sa racine que l'iris est le plus mince (0,1 mm) ce qui explique sa fragilité. Comme tous les segments de l'uvée, l'iris possède une riche vascularisation. Son innervation est assurée par **le trijumeau et le sympathique** ; un **réseau sympathique** de cette innervation est destiné au **muscle dilatateur** avec une fibre nerveuse pour chaque fibre musculaire, et un **plexus parasympathique** innervant le **sphincter**.

➤ **Le corps ciliaire :**

Partie intermédiaire de l'uvée, sous forme d'un anneau saillant à l'intérieur de l'œil. Il joue un rôle principal dans l'accommodation et la sécrétion de l'humeur aqueuse. Il est constitué par :

- **L'épithélium ciliaire** : à deux couches cellulaires réunies par leur pôle apical :

- Couche externe pigmentée reposant sur une membrane basale limitant externe faite de cellules richement pigmentées.

- Couche interne claire : faite de cellules cylindriques claires unies entre elles par des jonctions étanches (barrière hémato aqueuse). Elle repose sur une membrane basale appelée limitant interne où ils s'insèrent les fibres zonulaires.

- **Le muscle ciliaire** : muscle lisse enchâssé dans le corps ciliaire, formé de deux portions :

- **Muscle de Brucke-Wallace** constitué de fibres longitudinales s'étend de l'éperon scléral à la supra ciliaire ou supra choroïde.

- **Muscle de Rouget-Muller** est constitué de fibres circulaires constituant un véritable sphincter intervenant dans l'accommodation.

On y trouve aussi parmi le corps ciliaire, **La pars pli cata ou la couronne ciliaire** : large de 2 mm, zone constitué de 60 à 90 saillies ou plis de la choroïde, **La pars plana** : surface plane brune lisse, large de 4 mm, se continue par l'ora serrata limite périphérique de la rétine. L'identification de ses parties est très importante lors de l'injection intra-vitréenne ou une vitrectomie par Pars plana ou encore pour une chirurgie de la rétine qui nécessite une pénétration dans le globe oculaire au niveau de la Pars plana à 4 mm du limbe.

Le corps ciliaire reçoit sa **vascularisation** essentiellement du **grand cercle artériel de l'iris**.

Et son **innervation** provient du plexus ciliaire situé dans la supra ciliaire formé par les **nerfs ciliaires longs et courts**.

➤ **La choroïde :**

La choroïde fait partie de l'uvée postérieur, riche en vaisseaux et nerfs, elle occupe les 2/3 postérieurs du globe situé entre la sclère et la rétine. Elle se continue en avant avec le stroma

du corps ciliaire au niveau de l'ora serrata. En arrière, elle adhère à la papille qu'elle entoure. La **suprachoroïde** est un espace virtuel situé entre la choroïde et la sclère. La choroïde adhère à la rétine par l'intermédiaire de la **membrane de Bruch**. Sa vascularisation est assurée par les artères ciliaires.

II.1.3 la couche visuelle :

C'est la couche la plus interne des couches qui constituent le globe oculaire. Elle comprend **la rétine et le nerf optique**.

- **La rétine** : La rétine est une membrane nerveuse hypersensible qui tapisse le fond de l'œil. C'est une pellicule formée de 10 couches de cellules. C'est un tissu sensible et fragile. Elle a comme épaisseur 1/10 à 4/10 de mm.
- **Le nerf optique** : La transmission des informations vers le cerveau est opérée par le nerf optique. Toutes les fibres optiques issues des cellules visuelles convergent vers un point précis de la rétine : la **papille**. Ce point ne contient donc pas de cellules visuelles mais seulement les fibres nerveuses. La papille est donc un point de l'œil qui ne voit pas. On l'appelle aussi la **tache aveugle**. En ce point débouche aussi le réseau veineux et artériel de la rétine. Les fibres optiques se rejoignent toutes là pour former un câble appelé le nerf optique. Il mesure 4 mm de diamètre et 5 cm de long. Il y a un nerf optique par œil, donc 2 nerfs optiques en tout. Ces 2 nerfs se croisent dans une zone appelée **chiasma optique**. A cet endroit s'entrecroise une partie seulement des fibres et plus précisément provenant de la **rétine nasale**.

II.1.4. le contenu de la cavité interne :

Comme on le décrit c'est donc le contenu du globe oculaire et il est constitué par l'humeur aqueuse, le cristallin, et le corps vitré qui sont tous transparent.

- **L'humeur aqueuse** : L'humeur aqueuse est un liquide **transparent** constamment renouvelé responsable du maintien de la pression intra-oculaire. Elle est produite par **les procès ciliaires** et passe de la **chambre postérieure** vers la **chambre antérieure** à travers la **pupille**. Dans la chambre antérieure, elle est éliminée au niveau du **trabéculum** (dans l'angle irido-cornéen) ou elle passe dans le **canal de Schlemm**. Le trabéculum est une sorte de filtre. Si le trabéculum se bouche (débris d'iris, excès de protéines), il y a augmentation de la pression d'où l'apparition d'un glaucome. L'humeur aqueuse est composée de 99,6 % d'eau, mais aussi de vitamine C, de glucose, d'acide lactique, de Na et de Cl en majorité et elle est pauvre en protéines et en acides aminés. Elle se renouvelle constamment toute les 2 à 3 heures.

➤ **Le cristallin :**

Le cristallin est une **lentille biconvexe transparente, avasculaire**, entouré d'une capsule dont les faces antérieure et postérieure se réunissent au niveau de l'équateur où s'insèrent les **fibres zonulaires** qui amarrent le cristallin au corps ciliaire. Il est disposé sur un plan frontal, son diamètre est de 9 mm. Son épaisseur est de 4 à 5 mm qui augmente sensiblement avec l'âge du fait de la production continue des fibres cristalliniennes. Quand le cristallin est aplati, son rayon de courbure est grand (11 à 12 mm). Quand il se déforme, il se bombe, son rayon de courbure est alors petit (6 à 7 mm). Il se déforme uniquement sur sa façon importante, en effet sa puissance est environ de 21 dioptries.

➤ **Le corps vitré :**

Le corps vitré est une masse gélatineuse claire et transparente capable d'amortir les chocs. Il représente 90% du volume de l'œil. Son volume est égal à 4cc (2/3 du volume du globe). C'est un tissu conjonctif transparent, entouré par une membrane appelée membrane hyaloïdienne. Il est formé de 95% d'eau.

III. Arbre Vasculaire :

Structure centrale dans l'intégration visuelle, la rétine accomplit son rôle grâce au soutien de deux systèmes vasculaires, la circulation rétinienne et la circulation choroïdienne. Ces deux réseaux vasculaires présentent des propriétés propres et distinctes nécessaires au fonctionnement adéquat des structures de la rétine. La circulation oculaire assure l'approvisionnement en oxygène dans la rétine ainsi que l'apport des substrats nécessaires pour les nombreuses réactions métaboliques rétinienne. De nombreux systèmes de régulation garantissent l'intégrité et le déroulement approprié des fonctions de la rétine.

Les vaisseaux peuvent subir des modifications d'un des trois compartiments essentiels :

Le contenu, comme dans les cas de la drépanocytose, **les leucémies**, de l'hyperviscosité sanguine ; **le contenant**, comme la rétinopathie diabétique.

III.1.Circulation rétinienne :

Les artères et les veines rétinienne se divisent par ramifications dichotomiques et par embranchements latéraux (figure. I.3). La branche Terminale des artérioles de plus petit calibre se sépare du Vaisseau principal pratiquement à angle droit. Les artères et veines secondaires sont localisées au niveau de la couche des cellules ganglionnaires proche de la membrane limitant interne. D'autres, Artères secondaires mènent aux réseaux capillaires plus profonds dans la rétine, à savoir aux couches nucléaires internes et plexi forme Externe.

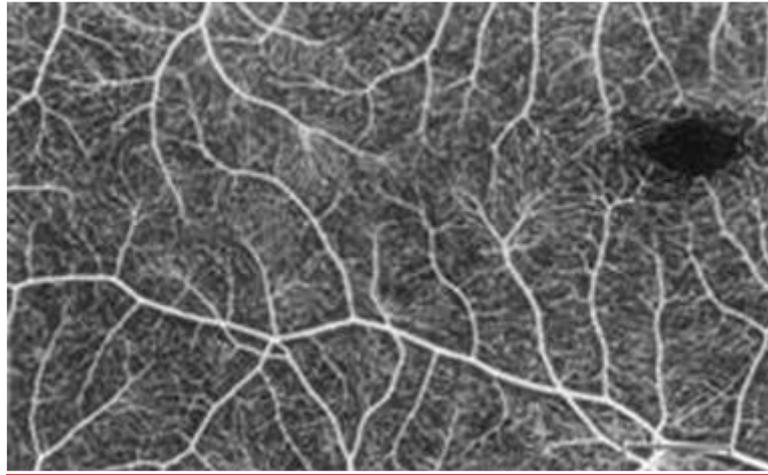


Figure. I.3 : Les artères et les veines rétiniennes

III.2. Les anomalies vasculaires :

Deux découvertes capitales eurent lieu en 1960 : l'introduction de la digestion rétinienne par **Kawabata** et **Cogna** et le développement de l'angiographie à la fluorescéine par **Novotny** et **Alevis**. La première permit d'observer la morphologie cellulaire de l'arbre vasculaire rétinien isolé et d'en analyser les altérations lors de différentes maladies ou du processus de vieillissement. La seconde permit d'analyser quantitativement et qualitativement la circulation rétinienne. De plus, l'application de l'angiographie à la fluorescéine à la clinique a rendu possible le diagnostic et le traitement de multiples maladies de la rétine. Elle permet de bien décrire les différents aspects des altérations vasculaires, que ce soit les revascularisations, le développement de collatérales parallèlement au développement de l'angiographie, l'école d'**Ashton** étudia la barrière hémato-rétinienne, ce qui permit de comprendre le rôle de l'endothélium vasculaire et de l'épithélium pigmentaire. Toutes ces études nous permettent aujourd'hui de mieux comprendre l'histoire naturelle des maladies rétinienne et d'apprécier les effets d'un traitement [2].

III.2.1. La rétinopathie diabétique :

Le diabète peut résulter de facteurs génétiques et environnementaux et se caractérise par un excès permanent de sucre dans le sang. Face à une incroyable augmentation du nombre de malades, les experts parlent aujourd'hui d'épidémie. Le diabète attaque les vaisseaux sanguins et notamment ceux de la rétine, qui est très vascularisée. [3]

La rétinopathie diabétique (RD) est une des principales causes de cécité et de malvoyance. Les études épidémiologiques réalisées dans les pays industrialisés la citent comme une des 4 principales causes de malvoyance dans l'ensemble de la population et la première cause de cécité chez les sujets de moins de 50 ans [4-5].

Cette affection ne se remarque pas pendant de nombreuses années, elle ne devient symptomatique qu'au stade de complications. Le retard du traitement est la cause essentielle de la perte de vision et est évitable avec un dépistage et un traitement approprié [6]. Seul un examen effectué régulièrement peut permettre de la diagnostiquer précocement et de la traiter. La cécité et la malvoyance liées à la rétinopathie diabétique sont en effet en grande partie évitables grâce au traitement par laser, dont l'efficacité a été depuis longtemps démontrée [7-8].

III.2.2. Occlusions veineuse rétinienne :

Les Occlusions veineuses sont la conséquence d'un ralentissement brutal de la circulation veineuse dans la rétine. L'occlusion veineuse peut durer plusieurs mois, et même dans certains cas devenir chronique. [3]

On peut dire aussi que c'est l'interruption partielle ou totale du retour veineux. Il peut s'agir d'une occlusion du tronc de la veine centrale de la rétine ou d'une de ses branches. Sa sémiologie et le pronostic dépendront beaucoup de l'importance de la surface rétinienne intéressée par la stase veineuse. C'est une affection grave le plus souvent de l'adulte après 60 ans.

❖ Sémiologie

Moins brutale, moins absolue que pour l'oblitération de l'artère centrale de la rétine, la baisse d'acuité est rapide, précédée de brouillard de " mouches volantes ", et peut être réduite à la simple perception de la lumière ou de la main. L'acuité visuelle peut être relativement modérée selon la veine atteinte. Il n'y a pas de douleur. A l'examen, l'œil est calme, " blanc ". La réflexe photo motrice persiste. C'est l'examen du fond d'œil qui permet le diagnostic. La rétine est parsemée d'hémorragies de tous types depuis la papille jusqu'en périphérie (dans l'occlusion du tronc). Les veines sont dilatées parfois " boudinées ", noirâtres, déformées, disparaissant dans l'œdème rétinien diffus (œdème papillo-rétinien). L'œdème papillaire peut en imposer pour un œdème de stase. Enfin, les nodules dysoriques ou " exsudats cotonneux " sont denses, superficiels, traduisant la souffrance des fibres optiques par ischémie.

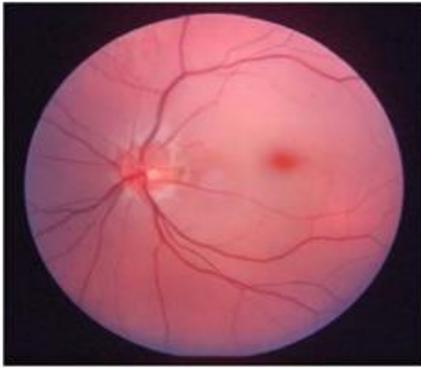


Figure I.4 : occlusion du tronc de l'artère centrale de la rétine (ACR). La macula « rouge cerise » est bien visible au sein de l'œdème ischémique



Figure I.5 : occlusion de la branche temporale de l'ACR. œdème rétinien à limite nette

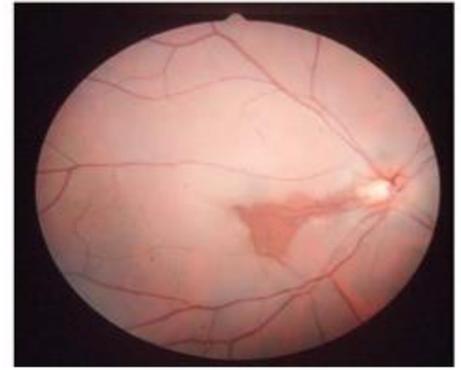


Figure I.6 : occlusion du tronc de l'artère centrale de la rétine (ACR) . sauvgarde d'un petit territoire rétinien vascularisé par une artère cilio-rétinienne

Différentiel

Les baisses plus ou moins brutales de l'acuité visuelle : décollement de rétine, glaucome aigu, neuropathie optique aiguë, occlusion veineuse.

- Etiologique

- Occlusion par thrombose (maladies métaboliques, diabète, athérome, artérite inflammatoire).
- Occlusion par embolie plaquettaire (cholestérol, calcaire, parasitaire, gazeuse...).

- Evolution

Le plus souvent très péjorative. La perte fonctionnelle est irréversible. Sur quelques semaines on assiste à une revascularisation du lit vasculaire rétinien redonnant au fond d'œil un aspect presque normal mais il existe une atrophie optique (papille décolorée, blanche).

Parfois récupération partielle, disparition de l'œdème rétinien.

- Pronostic

Fonctionnel redoutable, réversibilité rare sauf si le traitement intervient dans les 20 minutes qui suivent l'accident. Bilatéralisation possible (selon l'étiologie).

- Traitement

A réaliser en urgence, bien que décevant

- 1- hypotonie du globe par ponction de chambre antérieure ou prescription de DIAMOX

- 2- injection rétrobulbaire de vasodilatateurs
- 3- anticoagulants, fibrinolytiques en respectant les contre-indications
- 4- corticoïdes éventuels (selon étiologie présumée)
- 5- traitement étiologique.

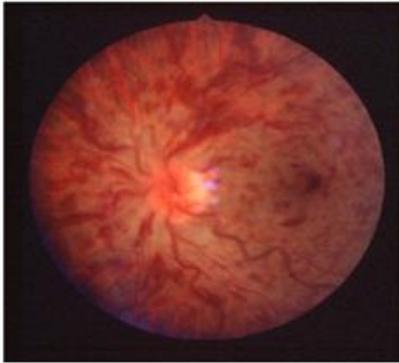


Figure I.7 : occlusion du tronc de la veine centrale de la rétine (OVCR) avec nombreuses hémorragies disséminées

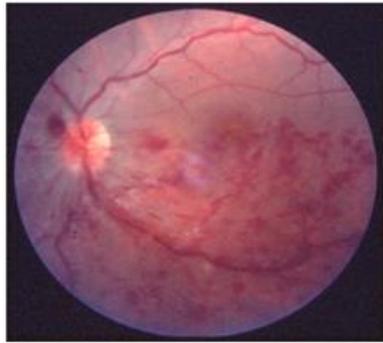


Figure I.8 : occlusion de la branche temporale de la VCR : œdème et hémorragie dans le territoire de drainage de la veine



Figure I.9 : occlusion partielle de la VCR. Hémorragie diffuse et nodules cotonneux (exsudats cotonneux)

III.2.3. Ischémie rétinienne :

On désigne par ischémie la baisse du débit sanguin local qui devient insuffisant pour assurer les besoins métaboliques d'un tissu dans la rétinopathie diabétique. Elle est secondaire à l'occlusion plus au moins étendue des capillaires rétiniens. [3]

- **Diagnostic**

Œdème rétinien ischémique avec au centre la macula "rouge cerise". Absence d'hémorragie. Artères grêles parfois "courant granuleux" (colonne sanguine fragmentée). Aspect en arbre mort. Parfois un embolie est visible : point blanc brillant à l'origine de l'A.C.R.

- **Oblitération d'une branche de l'A.C.R probable**

Les signes fonctionnels peuvent être plus discrets, la baisse d'acuité ne se voit que s'il y a une atteinte musculaire. Au fond d'œil, l'œdème ischémique est localisé au territoire de la branche avec une limite nette. Le champ visuel permet de préciser les limites du scotome correspondant à la rétine non irriguée.

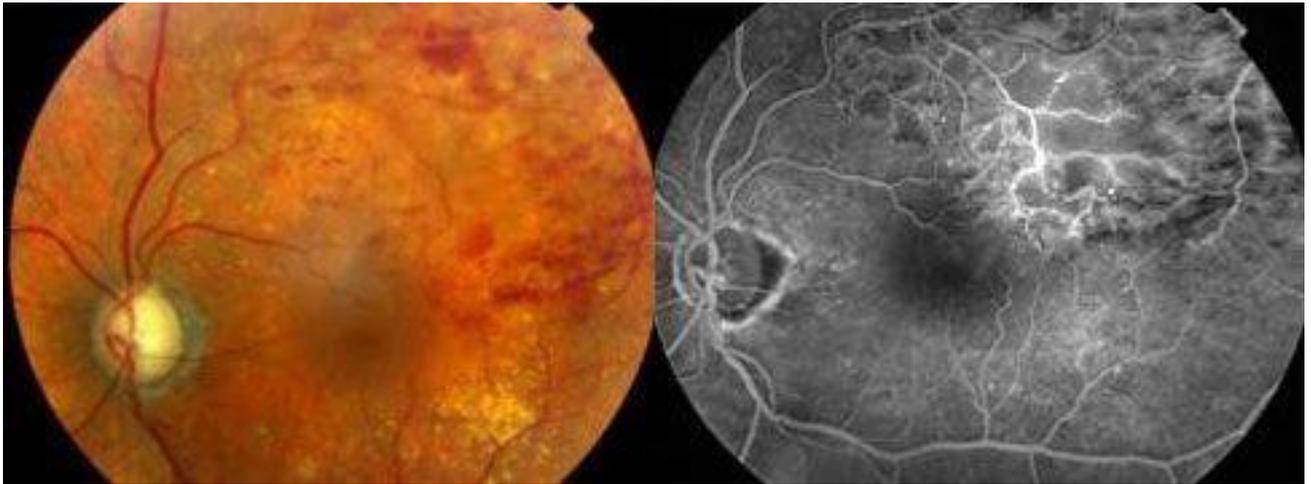


Figure I.10 : Ischémie rétinienne

III.2.4.La néo vascularisation :

Sont des nouveaux vaisseaux qui se développent à cause d'une ischémie. Ils apparaissent sous forme d'un lacis vasculaire à la surface de la rétine ou de la papille. Ces néo vaisseaux ont un grand risque de se rompre et provoquent des hémorragies.

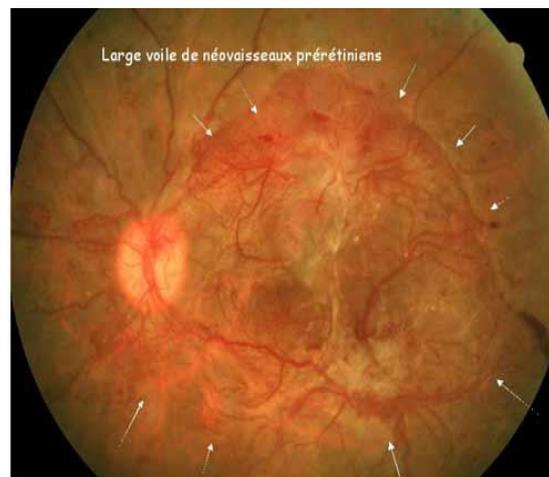


Figure I.11 : La néo vascularisation

IV. L'examen du malade en ophtalmologie :

Il a pour but essentiel de préciser le trouble visuel :

- ❖ **baisse d'acuité visuelle** : elle peut intéresser la vision de près et/ou la vision de loin :
 - certaines affections entraînent préférentiellement une baisse d'acuité visuelle de loin (ex : cataracte sénile).
 - d'autres à la fois une baisse d'acuité visuelle de loin et de près (ex : les principales affections de la macula),
 - une baisse de vision de près isolée est due le plus souvent à une presbytie.
 - la baisse d'acuité visuelle peut être permanente ou transitoire sensation de fatigue visuelle (difficultés à soutenir l'attention, ou céphalées sous-orbitaires en fin de journée) : peuvent traduire une insuffisance de convergence.
- ❖ **myodésopsies** (sensation de "mouches volantes" ou de "corps flottants") et phosphènes (sensation d'éclairs lumineux) sont le plus souvent des signes bénins mais sont parfois des signes annonciateurs de décollement de la rétine.
- ❖ **métamorphopsies** : déformation des lignes droites qui apparaissent ondulées.
- ❖ **héméralopie** : gêne en vision crépusculaire ou lors du passage d'un milieu bien éclairé à l'obscurité principale signe de la rétinopathie pigmentaire.
- ❖ anomalie du champ visuel : il peut s'agir :
 - d'un scotome central ou cæcaux-central : tache centrale sombre (scotome central relatif) ou complètement noire (scotome central absolu), associée à une baisse d'acuité visuelle ; un scotome central et/ou des métamorphopsies sont facilement dépistés par les grilles d'Amsler.
 - d'une amputation du champ visuel périphérique qui peut être :
 - soit monoculaire : par atteinte rétinienne ou du nerf optique
 - soit binoculaire, par atteinte neurologique
 - un examen du champ visuel par confrontation permet de dépister un déficit important du champ visuel, il s'agit d'une méthode de débrouillage grossier par confrontation « au doigt » : l'examineur et le patient sont face à face, à 50 cm l'un de l'autre, et se masquent chacun un œil ; l'examineur compare, en mobilisant son doigt, les limites périphériques du champ visuel du patient avec les siennes. Il s'agit d'un examen grossier, rapide, qui permet de dépister des déficits importants comme une hémianopsie. Une relevé précis du champ visuel ne peut être cependant obtenu que par la périmétrie (voir plus loin).

- ❖ le mode d'installation des signes doit être précisé :
 - progressif, il évoque une affection d'évolution lente (exemple : cataracte, métamorphopsies d'apparition progressive évoquant une affection maculaire peu sévère),
 - brutal, il évoque une atteinte sévère nécessitant une prise en charge urgente (exemples : métamorphopsies d'apparition brutale évoquant une forme compliquée de dégénérescence maculaire liée à l'âge, baisse d'acuité visuelle brutale par occlusion).
- ❖ artérielle rétinienne ou neuropathie optique.

IV.1 L'angiographie du fond d'œil :

L'angiographie du fond d'œil consiste à prendre des photographies de votre fond d'œil après avoir injecté un **colorant fluorescent** (la fluorescéine) dans une veine, en général au pli du coude (c'est-à-dire comme pour une prise de sang).

C'est un moyen irremplaçable pour connaître l'état des vaisseaux de votre fond d'œil, et c'est un examen très courant.

- ❖ **L'angiographie est indiquée pour :**
 - établir le diagnostic de certaines maladies du fond d'œil,
 - guider un traitement, notamment quand une photo coagulation au laser est envisagée.
- Ainsi, les indications les plus fréquentes de l'angiographie du fond d'œil concernent la rétinopathie diabétique, les dégénérescences de la macula, et d'autres affections rétiniennes vasculaires ou non, Cet examen est réalisé en consultation mais nécessite de dilater vos pupilles. C'est pourquoi, il est recommandé de venir en transport public ou accompagné, car il vous sera difficile de repartir en conduisant votre véhicule. Des clichés du fond d'œil sont pris à cadence rapprochée pendant 5 à 10 minutes, et parfois plus.

IV.1.1. Les effets indésirables de l'examen de l'angiographie :

L'examen est très bien toléré dans la très grande majorité des cas, mais des effets indésirables sans gravité sont à signaler :

- ✓ Votre peau et vos urines seront colorées en jaune pendant plusieurs heures après injection de fluorescéine ; vos selles seront colorées en vert par l'indocyanine.
- ✓ L'injection intraveineuse du produit est indolore, sauf si le colorant est injecté en dehors de la veine. Cet incident est par ailleurs sans conséquence.
- ✓ Dans quelques cas, des nausées peuvent survenir, plus rarement des vomissements, après l'injection du produit. Ces incidents sont sans danger : cependant si vous en avez déjà fait l'expérience à l'occasion d'une précédente angiographie, signalez-le. La prise

de médicaments avant le début de l'examen améliorera votre confort et évitera d'interrompre la prise des photographies.

- ✓ Un malaise passager peut éventuellement survenir. Il disparaîtra rapidement en position allongée.

IV.1.2 Des réactions d'intolérance plus marquées :

Peuvent apparaître de façon imprévisible. Fort heureusement, elles sont très rares. Il s'agit essentiellement d'œdème de Quincke ou d'éruption cutanée étendue, ou d'une perte de connaissance, C'est pourquoi vous devez signaler :

- si vous avez déjà fait des allergies cutanées ou respiratoires (urticaires, eczéma, asthme), éventuellement après la prise de certains médicaments.
 - si vous prenez certains médicaments, en particulier des bêtabloquants (pour le cœur, l'hypertension artérielle).
- **En cas de doute**, n'hésitez pas à fournir au médecin ou à l'infirmière les renseignements nécessaires. Si l'indication d'angiographie est malgré tout nécessaire, une prémédication orale ou par injection vous sera proposée pour prévenir les réactions d'intolérance et d'allergie.

Très exceptionnellement, un choc grave, parfois mortel, peut survenir de façon imprévisible, malgré toutes les précautions prises : le risque est extrêmement faible, inférieur à 1 cas pour 200 000 examens.

- **En cas de grossesse et d'allaitement**

En cas de grossesse, aucune complication due à la fluorescéine n'a été rapportée, ni pour la mère, ni pour l'enfant à naître. En cas d'allaitement, comme la fluorescéine passe dans le lait maternel, il est recommandé d'interrompre l'allaitement pendant les deux jours qui suivent l'examen.

IV.1.3. Les étapes de l'examen :

- Appliquer des gouttes pour dilater les pupilles.
- Prendre des photos du fond d'œil.
- Injecter un colorant dans les veines.
- Prendre une seconde série de photos du fond d'œil.

IV.1.4. Angiographie à la fluorescence :

L'angiographie en fluorescence devra utiliser deux filtres dont l'utilisation concomitante va permettre l'examen. Le premier filtre est un filtre d'excitation. Ce filtre permet d'envoyer une lumière bleue sur le fond d'œil. La lumière réfléchie va donc être bleue d'une part, mais

également jaune-vert lorsque la lumière d'excitation prend contact avec le colorant. Avant le retour de la lumière sur un appareil photographique, un filtre barrière est placé. Ce filtre permet à la lumière verte de passer tandis qu'il retient la lumière bleue réfléchi. En pratique, la seule lumière susceptible d'impressionner la pellicule va être la lumière issue de la fluorescence. Les caractéristiques techniques des filtres doivent être calculées de façon qu'il n'existe aucune zone d'intersection dans leur bande passante.

IV.1.4.1. Matériels utilisés :

La fluorescéine pour injection intraveineuse se présente sous forme d'une solution orange, contenue dans des ampoules de 5 ml à 10 %, elle est utilisée en clinique pour étudier le segment antérieur.



Figure I.12 : Rétinographie

La réalisation d'une angiographie à la fluorescéine nécessite une camera de visualisation du fond d'œil. De nombreux modèles sont disponibles sur le marché, permettant d'obtenir des clichés de bonne qualité lorsque les conditions sont idéales, en particulier lorsque les milieux oculaires sont clairs. Ces appareils permettent de prendre des photographies sur 30°, 50° ou 60°, à une à deux secondes d'intervalle. La rétinographie doit être équipée de filtres adaptés à l'angiographie à la fluorescéine, filtre d'excitation et filtre barrière. La principale qualité d'une rétinographie est sa maniabilité et sa simplicité d'utilisation.

- Avec l'augmentation de la résolution des cameras numériques, les angiographies numérisées sont devenues incontournables et ont remplacé rapidement les dispositifs argentiques. L'angiographie numérisée présente de nombreux avantages, le plus important

étant sans doute l'économie de temps puisqu'il n'y a plus la nécessité d'attendre le développement d'une pellicule photographique. Un système numérique avec une définition de 1024 pixels permettent d'obtenir une excellente résolution, avec une bonne visualisation des détails.

IV.1.5. L'angiographie au vert d'indocyanine :

Dans certains cas, une angiographie peut être réalisée avec un autre colorant, le vert d'indocyanine qui ne comporte aucun risque connu. Cet examen est fait le plus souvent en complément de l'angiographie à la fluorescéine mais peut parfois la remplacer [9].

N.B

Questionnaire à remplir avant angiographie rétinienne à la fluorescéine ou/et à l'indocyanine, Pour réduire les risques d'intolérance, nous vous demandons de répondre aux questions suivantes :

- Nom,
- Prénom,
- Date de naissance,
- Avez-vous déjà présenté des allergies, ou des réactions cutanées ou respiratoires, notamment avec certains médicaments ou aliments (crustacés), ou après une anesthésie ?
- Souffrez-vous d'une maladie cardiaque ?
- Souffrez-vous d'asthme ?
- Prenez-vous des médicaments pour le cœur ou pour traiter une hypertension artérielle (bétabloquants) ?
- Avez-vous déjà mal supporté une angiographie ?
- Etes-vous enceinte ?

Au terme de cet entretien explicatif avec le médecin, je donne mon accord pour subir une angiographie

- à la fluorescéine,
- à l'indocyanine.

IV.2. Développement et tirage

Pour l'angiographie numérisé, les images sont traitées sur l'ordinateur et l'impression se fait directement sur les papiers photos adaptés. Pour la rétinographie non numérisé, le film d'angiographie est fréquemment sous-exposé, de plus, il existe de grandes différences entre l'exposition des zones lumineuse (papille, neovascularisation, etc.), et celle de zones sombres (macula, territoires de non-perfusion, etc.). Il faut donc utiliser un développement adapté et

spécifique. En pratique, le révélateur doit satisfaire à des critères précis : développement pousse, et compensateur grain fin. Le tirage du négatif doit se faire sur papier photographique, dans un format suffisant pour être bien lisible.

IV.2.1 Cliches en lumière monochromatique et en auto fluorescence :

IV.2.1.1. Cliche en lumière rouge :

Il présente les caractéristiques contraires. En effet, le contraste entre les vaisseaux et le fond d'œil est le plus faible, les artères étant parfois même invisibles sur ce cliché. En revanche, les structures retro-épithéliales, et les anomalies de la pigmentation, sont analysées au mieux : tumeurs choroïdiennes, tumeurs épithéliales pigmentées et anomalies pigmentaires périphériques, mais également formes atrophiques de dégénérescence maculaire liée à l'âge et décollements de l'épithélium pigmentaire. De plus, ce cliché permet la meilleure analyse, d'une part des anomalies du fond d'œil myopique, ruptures de la membrane de Bruch, néovascularisation choroïdienne, et d'autre part des berges de la papille, en particulier dans les dysversions. Enfin, il faut souligner l'intérêt de ce cliché en cas de milieux troubles : cataracte, opacités cornéennes, hyalite.

IV.2.1.2. Cliche en lumière bleue :

Il est, à l'inverse, très dépendant de la clarté des milieux, devenant ininterprétable en cas de milieux troubles. L'une de ses qualités est la visualisation aisée du pigment xanthophylle. Cela est particulièrement utile avant la photo coagulation des ne vaisseaux choroïdiens proches de la macula, [10] ou en cas d'anomalie de répartition du pigment liée à une menace de constitution d'un trou maculaire, d'une membrane épiretinienne maculaire ou d'un œdème maculaire cystoïde. La visualisation directe des logettes est souvent obtenue. L'analyse de l'interface vitreoretinienne et des limites des membranes épiretiniennes maculaires est permise au mieux. Enfin, ce cliché permet une analyse des déficits de la couche de fibres optiques dans le glaucome chronique ou des affections compliquées de nodules cotonneux. Les limites des décollements séreux rétiniens sont également bien analysées, dans les chorioretinopathies séreuses centrales, ou la dégénérescence maculaire liée à l'âge compliquée de neovaisseaux choroïdiens.

IV.2.1.3. Cliches en auto fluorescence :

Ils sont parfois effectués, avant toute injection de colorant, en abaissant filtres d'excitation et filtre barrière, et en utilisant le même flash que celui nécessaire pour l'angiographie. Les structures auto fluorescentes sont : la lipofuchsine, d'où l'intérêt dans l'étude de la maladie de **Best** ou de la maladie de **Stargardt**, et toutes les structures calcifiées. Ces clichés sont donc réalisés en cas de suspicion de druse papillaires, d'ostéome choroïdien ou de phakome rétinien.

IV.3 Interprétation de l'angiographie à la fluorescence :

L'interprétation de l'angiographie à la fluorescéine s'effectue de façon schématique, il faut toujours prendre en référence les clichés couleurs.

IV.3.1 Hypo fluorescence :

L'hypo fluorescence est une diminution ou une absence de la fluorescence normale. Il s'agit de toute zone anormalement sombre sur les tirages. Il existe deux causes possibles d'hypo fluorescence : le masquage ou l'hypo perfusion. Lors du masquage, la fluorescéine est présente mais non visible, alors que, lors de l'hypo perfusion, la fluorescéine n'est pas présente. L'hypo perfusion provient de l'absence de perfusion d'une zone rétinienne ou choroïdienne. Les causes d'hypo perfusion sont nombreuses et incluent les occlusions artériolaires ou veineuses par des embolies, par une ischémie rétinienne quelle qu'en soit l'origine, ou par une ischémie choroïdienne. L'hypo perfusion est particulièrement bien visible au cours de la phase artériole veineuse de l'angiographie à la fluorescéine.

Le masquage diminue l'intensité de la fluorescence du fond choroïdien. La rétine peut entraîner un masquage de la vascularisation rétinienne plus le matériel est proche et plus le masquage est important. Dans la rétine elle-même, on peut localiser l'accumulation anormale en fonction de la visibilité des capillaires rétiens les plus profonds (dans la couche nucléaire interne) ou de l'ensemble de la vascularisation rétinienne. Des anomalies vasculaires rétinienne artériolaires obstructives peuvent entraîner un épaississement blanc ischémique (par œdème des fibres optiques) qui provoque une opacification de la rétine et un masquage de la vascularisation rétinienne et choroïdienne. Afin de distinguer un effet masque d'une hypo perfusion, la comparaison avec un cliché couleur ou en lumière anarthrie est souvent d'une grande utilité. L'hypo perfusion peut être totale ou partielle, avec un remplissage retardé par exemple. Pour préciser le site du déficit vasculaire, l'examen de la rétine, de la

papille et des vaisseaux choroïdiens permet de situer relativement aisément les vaisseaux atteints.

IV.3.2. Hyper fluorescence :

L'hyper fluorescence peut être liée soit à un effet fenêtre, du à une perte localisée du filtre constituée par l'épithélium pigmentaire, soit à une diffusion, une coloration ou une accumulation de colorant.

L'effet fenêtre est la visibilité de la choroïde à travers le déficit de l'épithélium pigmentaire. Dans cet effet fenêtre l'intensité de dépend à la fois de la concentration de la fluorescéine et du degré d'atrophie de l'épithélium pigmentaire et de la chorio capillaire. Cette hyper fluorescence diminue lors des phases de recirculation sans diffusion.

La fluorescéine reste habituellement confinée dans la lumière des vaisseaux rétiens en raison de l'existence des jonctions intercellulaires. Lorsque celles-ci sont atteintes soit au niveau de la rétine, soit au niveau de l'épithélium pigmentaire, la fluorescéine peut diffuser dans les tissus avoisinants.

L'accumulation de colorant peut s'effectuer par imprégnation tissulaire comme c'est le cas pour la sclère ou pour la glose. L'accumulation de colorant survient dans un espace anatomique avec ou sans diffusion anormale.

Certaines anomalies rétiennes entraînent une diffusion par rupture des jonctions entre les cellules endothéliales, comme par exemple dans le diabète lorsque les capillaires foveolaires deviennent perméables. Lorsque les jonctions entre les cellules de l'épithélium pigmentaire ne forment plus la barrière normale aux mouvements de fluorescéine à partir du tissu choroïdien, une diffusion et une accumulation de colorant peuvent apparaître. Une diffusion peut provenir de toute néo vascularisation, qu'elle soit rétinienne ou sous-rétinienne, en raison de l'absence de jonction entre les cellules endothéliales L'hyper fluorescence, qui apparaît précocement et augmente de façon importante avec une diffusion constante, fait de l'angiographie à la fluorescéine une méthode extrêmement sensible pour la détection de ce type d'anomalie. Certes, la néo vascularisation sous rétinienne est parfois mieux mise en évidence par l'ICG lorsqu'il s'agit de néo vaisseaux sous-épithéliaux occultes tandis que les signes secondaires de perméabilité anormale sont mis en évidence par la tomographie en cohérence optique. La néo vascularisation pré rétinienne ou intra rétinienne bénéficie de l'indéfectible angiographie à la fluorescéine.

V. Conclusion

La cornée est l'élément responsable sur la convergence des rayons lumineux frappant l'œil ; les rayons suivent cette direction de convergence dans l'humeur aqueuse ; ensuite la convergence est ajustée par le cristallin ; les rayons vont suivre la même direction dans le corps vitré afin que les rayons lumineux soient focalisés précisément sur la rétine en résulte l'image projetée est vue nettement.

Jusqu'à ce jour l'angiographie est le standard de référence de toutes les autres nouvelles épreuves et grâce à elle on peut préciser les caractéristiques pathologiques de chaque maladie permettent à la compréhension dont nous ne disposions pas auparavant. Les caractéristiques communes des angiographies au vert d'indocyanine et à la fluorescéine sont bien connues où dans les deux types d'exploration, l'étude de la dynamique circulatoire reconnaît l'existence de temps vasculaires choroïdiens ensuite des temps rétiens. La perfusion de l'arbre vasculaire concerne successivement les artères, les capillaires et les veines et ces différents temps sont bien identifiés sur les photographies successives, prises à une cadence rapide. Les phénomènes de coloration et de diffusion seront particulièrement utiles à distinguer et à analyser, en tenant compte toutefois des particularités liées à la molécule du colorant.

The page features a decorative design with three large, overlapping blue circles of varying shades (dark blue, medium blue, and light blue) arranged in a triangular pattern. Thin blue lines connect the centers of these circles, forming a network. The text is centered on the page.

Chapitre II :

Traitement et segmentation de l'image

I. Introduction :

L'image, comme tout élément, apparaît dans sa totalité pour être intelligible. Mais dans la réalité, elle est la résultante d'un ensemble d'éléments plus ou moins nombreux, plus ou moins petits, selon la distance de vision, son angle, et surtout l'appareillage d'acquisition. Si l'homme sait naturellement séparer des objets dans une image c'est grâce à des connaissances de haut niveau. Mettre au point des algorithmes de segmentation fiables (chaque région est un objet sémantique) est l'un des thèmes de recherche les plus courants en traitement d'images. Dans ce chapitre nous allons aborder les différentes méthodes de segmentation, mais malgré que ce soit impossible d'évaluer automatiquement la segmentation, nous pouvons définir des critères sur le résultat de la segmentation pour avoir une idée d'évaluation. L'imagerie numérique offre un enregistrement permanent des images rétiniennes qui peuvent être utilisées par les ophtalmologues pour le suivi de la progression des maladies ou de la réponse à la thérapie [3].

II. Traitement numériques des images :

L'image fournie par le capteur est transformée en un signal électrique. De ce signal il faut extraire les informations recherchées sur le contenu de la scène dont l'image a été captée. Les premières bases du traitement d'images sont directement issues du traitement du signal, phénomène normal puisque toute image, qu'elle soit continue ou numérique, peut être considérée comme un signal à 2 dimensions [15].

Le traitement, souvent appelé prétraitement, regroupe toutes les techniques visant à améliorer la qualité d'une image. De ce fait, la donnée de départ est l'image initiale et le résultat est également une image.

- **Le prétraitement** : Le prétraitement d'images est une discipline de l'informatique et des mathématiques appliquées qui étudie les images numériques et leurs transformations, dans le but d'améliorer leur qualité ou d'en extraire de l'information. L'étape de prétraitement se place après les étapes d'acquisition et de numérisation, assure les transformations d'images et la partie de calcul permettant d'aller vers une interprétation des images traitées.
- **L'analyse** : a pour but d'extraire les paramètres caractéristiques permettant de classifier les pixels de l'image.
- **La classification** : est une étape préalable à la segmentation ; l'image étant formée d'un certain nombre de classes, la classification revient à affecter chaque pixel de l'image à l'une de ses classes selon des critères appropriés.

- **La segmentation** : est un traitement de bas niveau qui consiste à créer une partition de l'image en sous-ensembles appelé les régions. La segmentation est alors obtenue par extraction des composantes connexes des pixels appartenant de la même classe. Ainsi une région sera constituée des pixels de même classe.

II.1. Définition d'image numérique :

Une image numérique est définie comme un signal fini bidimensionnel échantillonné à valeurs quantifiées dans un certain espace de couleurs. Elle est constituée d'un ensemble de points (pixels) [11].

Pour représenter informatiquement une image, il suffit donc de créer un tableau de pixels dont chaque case est codée par un certain nombre de débits déterminant la couleur ou l'intensité du pixel, la figure II.1 présente un réseau de pixels (L'élément grisé encadré par la couleur rouge correspond aux coordonnées i, j).

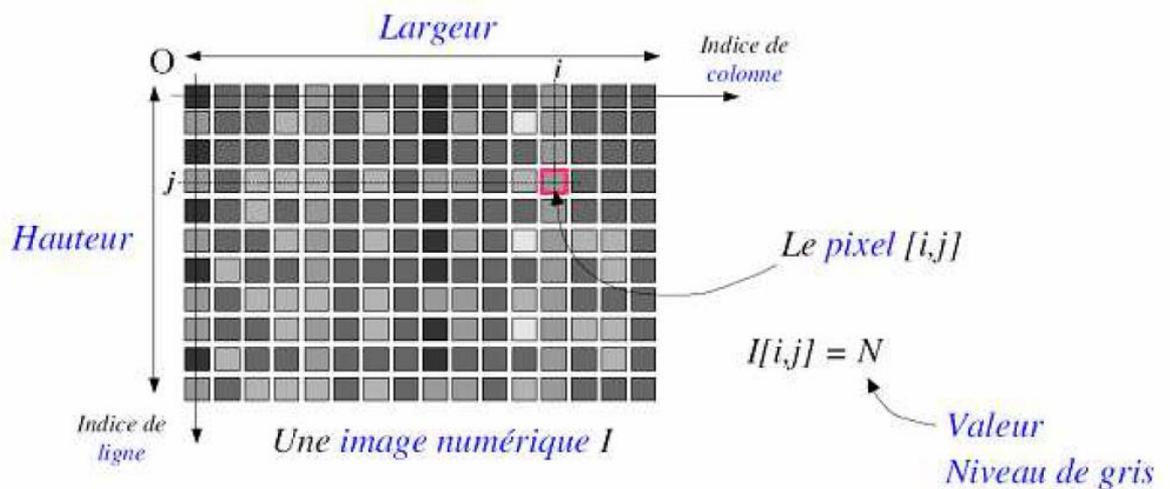


Figure II.1 : réseau de pixel

Il existe trois types d'images numériques qui sont :

- Les images binaires ;
- Les images en niveaux de gris ;
- Les images en couleur ou *RGB*.

II.1.1. Définition pixel :

Le pixel (abréviation venant de l'anglais : **picture element**) est l'élément de base d'une image ou d'un écran, c'est-à-dire un point. L'ensemble de ces pixels est contenu dans un tableau à deux dimensions constituant l'image.

II.1.2. Taille d'une image :

C'est en fait la densité de pixel de l'image. Celle-ci n'a rien à voir avec le nombre de pixels." Elle s'exprime en **dpi** (dot per inch = point d'encre par pouce) pour une imprimante, ou en **ppp** (pixel par pouce) pour un fichier image. Évidemment plus la résolution de l'image est élevée (beaucoup de pixels pour un pouce), plus la qualité théorique est importante. Nous parlons de qualité théorique car la notion de qualité est plus fonction de l'œil humain que de chiffres étalés en vrac. Pour reprendre l'exemple de l'appareil photo ayant une définition de 12 **Mpx** nous avons une image d'une résolution de 300 **dpi** (densité de 300 pixels par pouce). Celle-ci sera plus grande qu'une image sortie d'un appareil 6 Mpx. La densité reste la même (300 dpi) mais vu que les pixels sont plus nombreux, l'image prendra plus de place. C'est aussi pour ça qu'une image mieux définie (plus de pixels) pourra être plus agrandie.

L'image présentée ci-dessous fait toujours la même taille à gauche comme à droite (1 pouce sur 1 pouce), seule sa résolution a été réduite. La densité de pixel de l'image de droite est deux fois moindre que celle la première image.

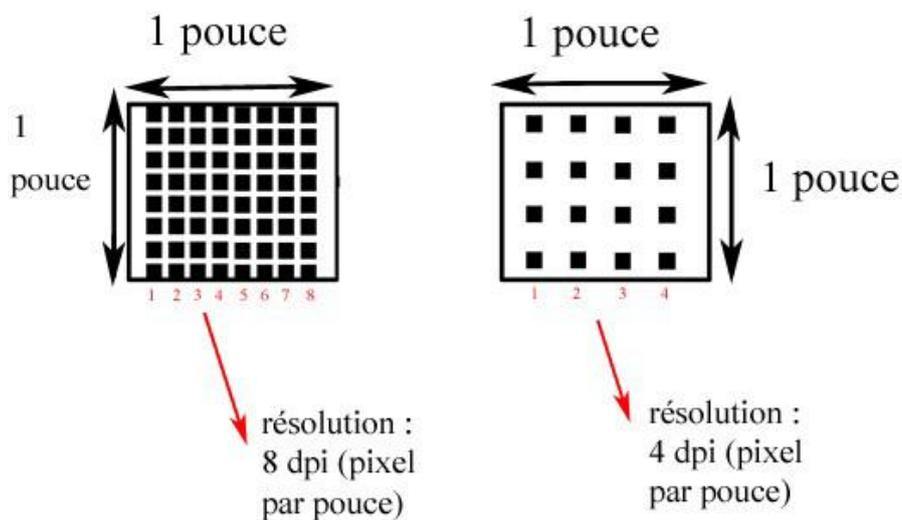


Figure II.2 : l'influence de nombre du pixel sur la qualité de l'image

En pratique, si vous avez une image de 4000x3000 pixels à une résolution de 300 dpi, elle aura une taille réelle (en gros) de 25x30 cm. Si vous baissez sa résolution à 200 dpi, elle aura une taille de 40x50 cm. Les pixels de l'image étant moins compressés, l'image prendra plus de place visuellement tout en perdant en qualité de détail. Sa définition est toujours la même (4000x3000) mais sa résolution a baissé. Si l'on met moins de pixels par pouce carré (dpi), l'image finale pourra être plus grande mais restituera moins de détails. La résolution de 300 dpi a été choisie pour que la vision d'une image soit toujours bonne à notre œil pour les documents imprimables. Nous précisons que cette résolution concerne les images imprimables car les résolutions des écrans sont de 72 dpi. (70 dpi pour un mac)

II.1.3. Image couleur :

Ces images sont en général codées en utilisant le codage des trois couleurs fondamentales (rouge, vert, bleu), on parle alors d'images RVB.

Chaque couleur est codée sous forme d'un octet, d'où la composante Rouge, intensité de 0 à 255. Image RVB + la composante Verte, intensité de 0 à 255 + la composantes Bleues, intensité de 0 à 255, on code ainsi $2^{24} = 16\ 777\ 216$ couleurs différentes.

La couleur peut aussi être codée sur un octet (256 couleurs) et l'affichage étant réalisé après passage dans une table de couleurs (transcodage).

Le codage peut ainsi être réalisé en affectant 3 bits au rouge et au vert et 2 bits au bleu (pour tenir compte par exemple de la plus faible sensibilité de la vision humaine au bleu) [12].

II.1.4. Image en niveau de gris :

On passe en niveaux de gris en considérant comme seule composante la luminosité. Il existe plusieurs manières de convertir une image RGB en niveaux de gris. La plus simple est de faire $\text{gris} = \text{rouge} + \text{vert} + \text{bleu}$. Cela équivaut aussi à affecter la couleur en niveau de gris à chacune des trois composantes RGB.

L'idéal est de faire ressortir la luminosité d'un pixel. Celle-ci vient principalement de la présence de la couleur verte. On emploie généralement les coefficients suivants :

$\text{Gris} = 0,299 \cdot \text{rouge} + 0,587 \cdot \text{vert} + 0,114 \cdot \text{bleu}$.

Dans ce cas on dispose d'une échelle de teintes de gris, et la plupart du temps on dispose de 256 niveaux de gris avec : 0 ----> noir,127 ----> gris moyen, ..., 255 ----> blanc.

Certaines images médicales peuvent être codées sur deux octets ou plus ce qui peut poser des problèmes dans la mesure où les systèmes de traitement d'images courants supposent l'utilisation des pixels d'un octet.

Notons au passage que l'humain standard ne reconnaît au plus que 64 niveaux de gris.

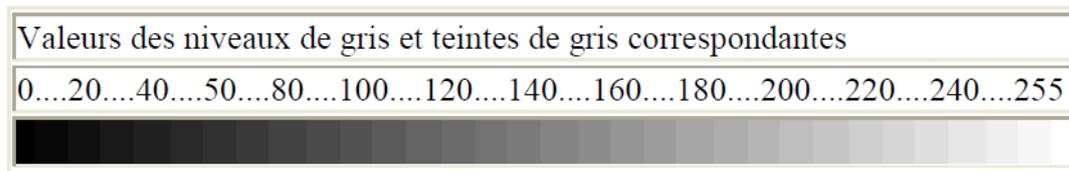


Figure II.3 les valeurs de niveaux de gris que reconnaître l'être humain

II.1.5. Image binaire :

Une image binaire est une image pour laquelle chaque pixel ne peut avoir pour valeur que 0 pour le noir ou 1 pour le blanc. [11]

Une étape clé du traitement de l'image est le seuillage c'est à dire le passage de l'image en niveau de gris à une image binaire ou les pixels à **1** correspondent aux objets et les pixels à **0** au fond de l'image. [13]

Le but de la binarisation d'une image est d'affecter un niveau uniforme aux pixels Pertinents et d'éliminer les autres. Le seuillage va permettre de produire une matrice image binarisée c'est-à-dire une matrice ne contenant que des valeurs égales à 0 ou 255 si on raisonne dans l'ensemble [0...255], ou de 0 ou de 1 si on travaille dans l'ensemble [0...1]. L'algorithme qui en résulte est très simple, il suffit d'attribuer à tous les pixels ayant un niveau de gris supérieur à la valeur seuil la couleur blanche (1 ou 255). Dans le cas contraire on leur attribue la couleur noire (0).

Il existe deux grandes familles de seuillage :

- Le seuillage fondé sur l'analyse de l'histogramme,
- Le seuillage adaptatif, par information de contour.

II.1.6. Voisinage dans les images :

La partie que nous voulons toucher ici concerne les relations entre pixels dans les images numériques et ceci pour préparer l'étude des divers algorithmes de traitement d'images impliquant des opérations entre pixels voisins [14].

II.1.6.1. Voisinage d'un pixel :

On appelle voisinage d'ordre **k** du pixel **P** noté $V_k(P)$ l'ensemble des pixels **Q** qui entourent le pixel concerné, **figure II.4** c'est une fenêtre de dimension impaire (3*3, 5*5,...) définit par :

$$V_k(P) = Q: \quad 0 < d(P, Q) \leq k \quad (\text{II.1})$$

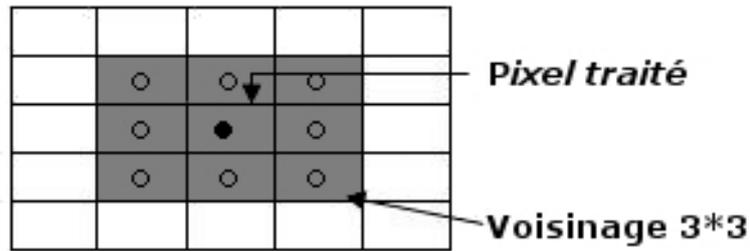


Figure II.4 :voisinage du pixel

II.1.6.2.Ordre de connexité :

Il existe principalement deux ordres de connexité : 4 et 8. Ce nombre correspond à la taille du plus petit voisinage non vide d'un pixel. Un pixel a 4 voisins directs si l'on choisit la distance **d1**, et il en a 8 dans le cas de la distance **figure II.5**.

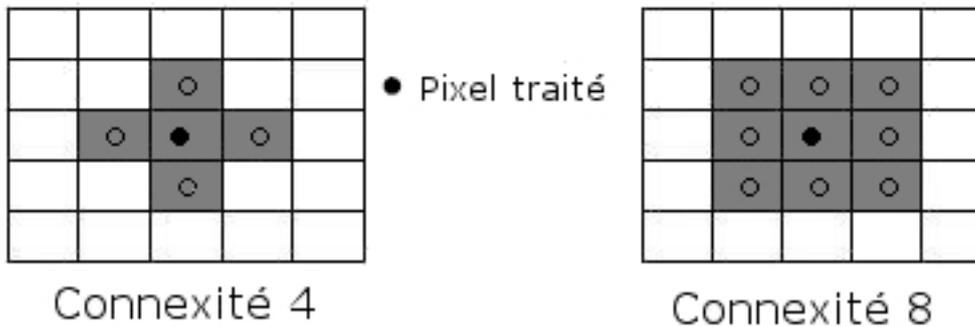


Figure II.5 : exemple de la connexité

II.1.6.3.Distances entre pixels :

Tout pixel d'une image est caractérisé par un couple de coordonnées (x,y). On peut donc calculer des distances entre pixels. Les distances les plus courantes sont :

Distance de manathan : $|x_1 - x_2| + |y_1 - y_2|$ (II.2)

Distance euclidienne : $\sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2}$ (II.3)

Distance de l'échiquier : $max(|x_1 - x_2|, |y_1 - y_2|)$ (II.4)

Il est également possible de nettoyer l'image lors de la numérisation par des concepts de filtrage dans le but de faciliter une analyse ultérieure, ces filtres possèdent des caractéristiques spectrales ; nous évoquerons dans cette partie en détail le filtrage.

III. Le filtrage :

Il s'agit essentiellement de nettoyer l'image lors de la numérisation par des concepts de filtrage. [15].

Notamment de bruit (par exemple lors d'une mauvaise réception de données), de flou (dus à une mauvaise mise au point), ou encore des pertes de qualité (dues à une mauvaise luminosité). Différentes méthodes de filtrage ont été développées suivant le type de l'intensité du bruit. Ces filtres possèdent des caractéristiques spectrales ; on parle ainsi des filtres linéaires et des filtres non linéaires.

III.1. Filtrage linéaire :

L'information contenue dans l'image peut être représentée de différentes façons afin de mieux mettre en évidence certaines propriétés des images.

Le filtrage linéaire correspond à la première opération utilisant le proche voisinage qui vient à l'esprit. Il consiste, en effet à remplacer la valeur d'un pixel par une combinaison linéaire des valeurs des pixels voisins.

Trois types de filtrage linéaire :

1. Le filtre Passe-bas diminue le bruit mais atténue les détails de l'image (flou plus prononcé)
2. Le filtre Passe-haut accentue les contours et les détails de l'image mais amplifie le bruit
3. Le filtre Passe-bande élimine certaines fréquences indésirables présentes dans l'image.

III.1.1. Filtre moyenneur :

Les filtres moyenneurs sont un des types passe-bas dans le principe est de calculer la moyenne des valeurs des pixels avoisinants. Le résultat de ce filtre est une image plus floue.

III.1.2. Filtre gaussien :

Par rapport au filtre moyenneur, le filtre gaussien accorde une grande importance aux pixels proches du pixel central, et diminue cette importance au fur et à mesure que l'on s'éloigne de celui-ci. Même effet de flou que le filtre moyenneur [16].

L'intérêt du filtre gaussien est que l'on règle très facilement le degré de filtrage à travers le paramètre σ .

Le paramètre sigma s'appelle la déviation standard, et détermine la largeur de la cloche Gaussienne.

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2\sigma^2}} \quad (\text{II.5})$$

Le noyau gaussien est défini par un ensemble de coefficients qui sont des échantillons de la Gaussienne 2D.

La réponse du filtre indique la présence de la caractéristique. Trois propriétés sont exploitées afin de concevoir le noyau du filtre : les vaisseaux ont généralement une courbure limitée et peuvent être approchés localement par des segments linéaires, le diamètre des vaisseaux diminue en s'éloignant du disque optique et le profil de la section transversale de ces segments est approximée à une courbe de forme gaussienne.

Dans l'article [17], l'auteur propose un noyau 2D avec un profil gaussien pour la segmentation des vaisseaux rétiniens. Le profil du filtre est conçu pour correspondre à celui d'un vaisseau sanguin qui a un profil de forme gaussienne ou dérivée d'une gaussienne. Le noyau est orienté de 15° pour l'adapter aux différentes orientations des vaisseaux. Une réponse maximale est sélectionnée pour chaque pixel puis une méthode de seuillage est appliquée pour identifier les segments des vaisseaux.

Cette classe de filtres n'est pas appliquée dans de nombreuses directions. Au contraire, il est appliqué à seulement deux directions de base et la réponse est calculée dans les autres directions à partir d'une combinaison des réponses de ces deux directions. Cette approche a l'avantage d'être plus rapide pour une précision raisonnable.

Pour calculer un flou gaussien, il existe deux principes :

- produit de convolution avec un noyau gaussien.
- passage dans l'espace de Fourier.

III.2. Filtrage non linéaire :

Contrairement au filtrage par convolution (filtrage linéaire), le filtrage non-linéaire fait intervenir les pixels voisins suivant une loi non-linéaire. Il existe ainsi une infinité de filtres non-linéaires, mais deux grandes catégories sont parmi les plus utilisées en vision artificielle ; celle des filtres d'ordre et celle qui regroupe les opérations morphologie mathématique.

III.2.1. Filtre médian :

On remplace la valeur du pixel par la valeur médiane ou la valeur moyenne. Ce filtre est utile pour contrer l'effet « Poivre et Sel » (P&S) c'est à dire des faux « 0 » et « 255 » dans l'image.

7	5	3
4	2	7
6	5	2

Figure II.6 : Les différentes valeurs de pixel

Le filtre médian range par ordre croissant les intensités du voisinage :

2 2 3 4 5 5 6 7 7

Il affecte au pixel central l'intensité qui se trouve au milieu du rangement ci-dessus.

➤ **Intérêt de filtre médian :**

- Un pixel non représentatif dans le voisinage affectera peu la valeur médiane.
- La valeur médiane choisie étant le niveau de gris d'un des pixels considérés, on ne crée pas alors de nouveaux niveaux de gris dans l'image. Ainsi lorsque le filtre passe sur un contour très marqué il le préservera mieux, mais il est coûteux en temps de calcul.

III.2.2. Filtre de Nagao :

Le principe de ce filtrage est de remplacer chaque pixel de l'image par la valeur moyenne des pixels contenus dans une fenêtre particulière. Il s'agit de choisir la fenêtre la mieux adaptée parmi un certain nombre de fenêtres prédéfinies.

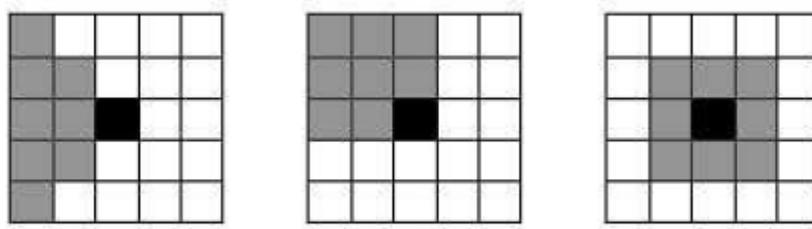


Figure II.7 : principe de filtre Nagao

3 fenêtres sont ici définies, chacune contenant 9 pixels, dont le pixel à remplacer. Elles s'inscrivent dans une fenêtre de taille 5x5 centrée sur le pixel à modifier [18].

IV. La segmentation d'image :

La segmentation permet d'extraire d'une image, une information structurale, que l'œil exécute naturellement. L'objectif est de découper l'image en plusieurs régions, dans lesquelles les pixels varient un certain critère d'homogénéité, tel que le niveau de gris ou la couleur.

La segmentation d'image est une étape essentielle en traitement d'image et reste un problème complexe. La segmentation est un processus de la vision par ordinateur, généralement c'est la première étape de l'analyse d'image qui vient après le prétraitement. La segmentation est l'extraction de caractéristiques de l'objet. Ce qui permet une distinction entre l'objet et le fond. Une erreur dans la segmentation de la forme à reconnaître augmente forcément le risque d'une mauvaise reconnaissance [15], elle permet aussi de détecter des zones d'intérêt.

IV.1. Quelques difficultés liées à la segmentation des images médicales :

La segmentation automatique des images médicales est une tâche délicate, ceci est dû principalement aux raisons suivantes :

- La haute complexité et diversité des structures internes des organes du corps humain.
- La nature des images médicales qui diffèrent d'une modalité à une autre implique généralement des traitements et des algorithmes différents.
- Le problème d'effet de volume partiel qui constitue un grand obstacle pour la segmentation des images médicales.

D'autres problèmes peuvent être rencontrés et sont liés principalement à la modalité d'acquisition envisagée. Dans le cas de la tomographie, par exemple, on a souvent tendance à minimiser la quantité des rayons X délivrée à un patient pour diminuer le risque de radiation, par conséquent les images obtenues ne contiennent pas toujours le détail nécessaire à une bonne segmentation automatique [19].

IV.2. Méthodes de segmentation des images :

De nombreuses méthodes ont été publiées dans la littérature, cependant, le choix d'une technique reste un problème posé et dépend fortement de l'application envisagée ainsi que du type d'image à traiter. Nous décrivons ci-après les principales approches à savoir, l'approche frontière, l'approche région et l'approche mixte (voir la figure II.8).

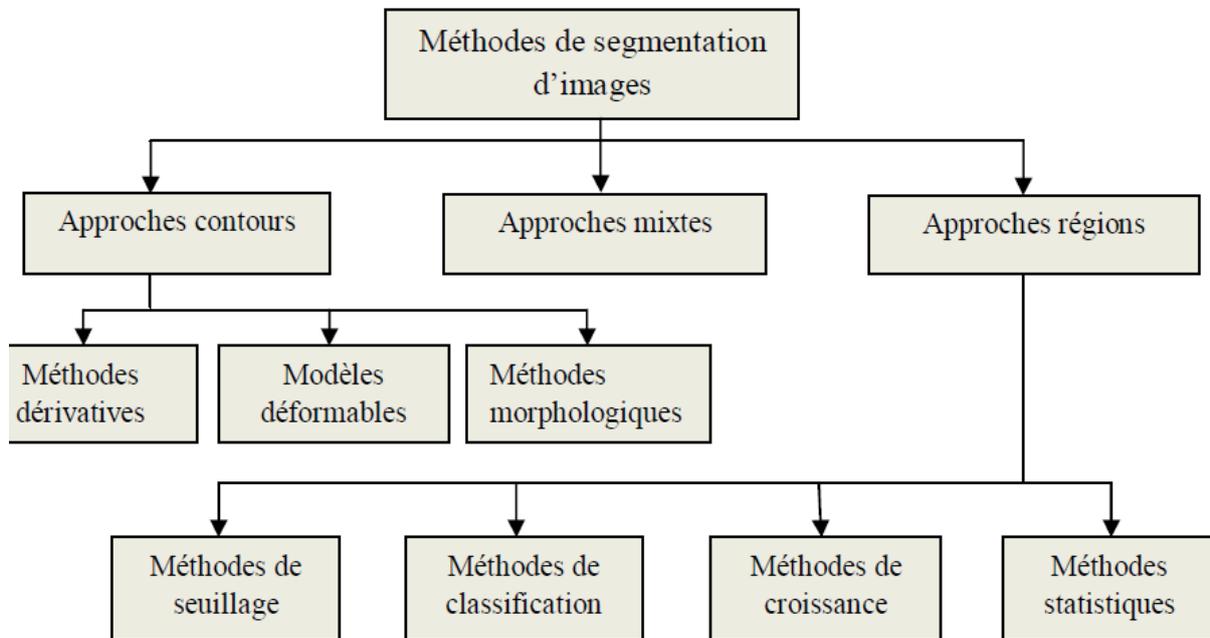


Figure II.8 : Les principales méthodes de segmentation

IV.2.1. Méthode de segmentation basée sur l'approche contour :

L'analyse d'image est un domaine qui permet de soustraire de l'information à partir des caractéristiques d'une image. De nombreux problèmes d'application nécessitent un traitement préalable de l'image afin d'en détecter les contours. Les contours constituent en effet des indices riches pour certaines interprétations. Le but de l'opération est de transformer cette image en une autre dans laquelle les contours apparaissent par convention en blanc sur fond noir.

- **Détection de contours :**

Le but de la détection de contours est de repérer les points d'une image numérique qui correspondent à un changement brutal de l'intensité lumineuse. La détection des contours d'une image réduit de manière significative la quantité de données et élimine les informations qu'on peut juger moins pertinentes, tout en préservant les propriétés structurelles importantes de l'image [20].

L'extraction de contours, d'un point de vue algorithmique, est une fonction économique qui permet d'alléger considérablement les processus de reconnaissance et localisation d'objet. Un contour peut être défini comme une "marche d'escalier" si le contour est net, comme une "rampe" si le contour est plus flou ou comme un "toit" s'il s'agit d'une ligne. Sur un fond uniforme.

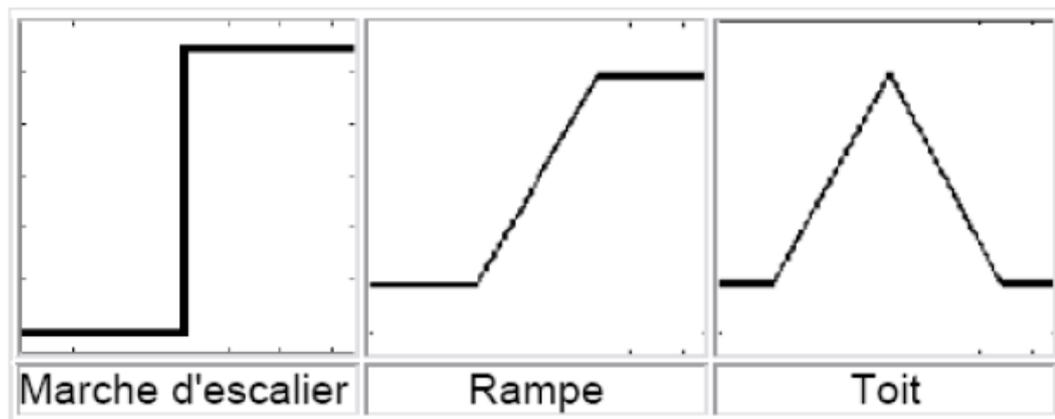


Figure II.9 : Différentes formes de contours

IV.2.1.1. Méthodes morphologiques :

En morphologie mathématique, l'algorithme de la ligne de partage des eaux (LPE), proposé par **Digabel** et **Lantuéjoul**, est un algorithme de segmentation d'images, ce qui revient à décomposer une image en régions homogènes [15]. La ligne de partage des eaux (LPE) est un outil de segmentation par excellence en morphologie mathématique [21] par rapport aux autres méthodes basées sur le seuillage. Cette technique tire son nom d'une analogie avec la géophysique. On peut en effet considérer les valeurs d'intensité des pixels d'une image comme une information d'altitude. Dans ce cas on peut représenter cette image (appelée carte d'élévation) comme un terrain en 3 dimensions. Le principe est alors de remplir progressivement d'eau chaque bassin du terrain. Chaque bassin représente une région.

La ligne de partage des eaux a pour l'analyse d'image, est l'une des méthodes les plus puissantes pour réaliser les étapes de délimitation dans les chaînes de segmentation d'image. En informatique, cette notion peut être étudiée dans le cadre de la connexité discrète (digitale) c'est à dire l'étude des structures et des propriétés qui permettent d'organiser un ensemble fini de points (pouvant être munis ou non d'une information d'intensité comme dans le cas d'une image) en un certain nombre de régions. Dans ce cadre, la LPE permet de partitionner les pixels

d'une image en un ensemble de régions connexes séparées par un contour fermé. Elle constitue donc, par nature, un outil bien adapté à la segmentation. Par exemple, dans les deux illustrations précédentes, la délimitation est réalisée par une LPE.

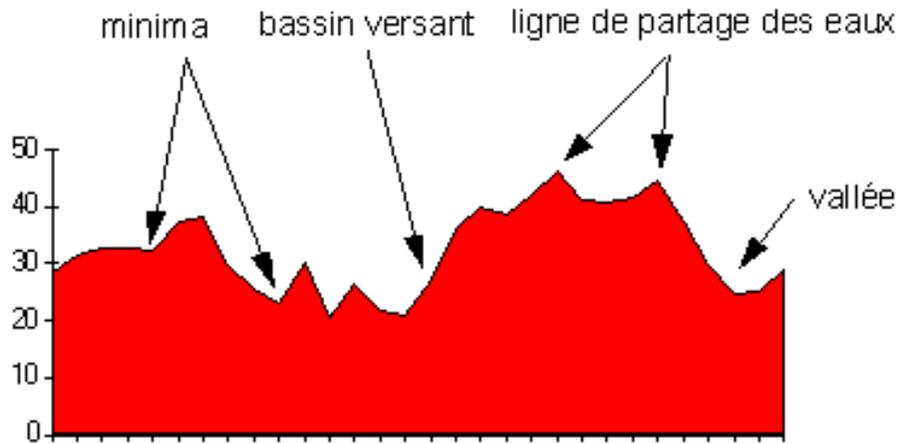


Figure II.10 : ligne de partage des eaux

- **Un minimum régional** : est un ensemble connexe de pixels d'altitude constante tel qu'il n'est pas possible, partant de cet ensemble de rejoindre un point de la surface d'altitude inférieure sans avoir à grimper. Une manière de déterminer les minima régionaux d'une image peut consister en l'expérience suivante :

-Considérons le relief sous un nuage de pluie. Une goutte d'eau tombant en un point x va couler le long du relief et va finalement rejoindre le fond d'une Vallée : un minimum régional.

Soit M un minimum régional de l'image. Si une goutte d'eau tombant en x rejoint finalement M , alors x appartient au bassin versant de M .

- **Bassin versant d'un minimum régional** : Soit M un minimum régional d'une image numérique. Le bassin versant associé M (noté $BV(M)$) est l'ensemble des pixels x tels qu'une goutte d'eau tombant en x rejoint finalement M . La notion de bassin versant permet d'associer à chaque minimum régional une portion de l'image : la vallée qui lui correspond.

L'ensemble des bassins versants associés à chaque minimum régional de l'image définit une partition de l'image.

- **Ligne de partage des eaux** : L'ensemble des points de séparations de deux bassins versants adjacents forme la ligne de partage des eaux (de cette ligne, une goutte d'eau peut s'écouler vers au moins 2 minima locaux distincts) [22].

Le problème majeur de la ligne de partage des eaux est la sur-segmentation ce problème est dû à la présence d'une multitude de minima dans l'image. Pour le résoudre F. Meyer et S. Beucher [23] ont proposé une stratégie dite : LPE contrôlée par marqueurs.

Les objets placés dans une image apparaissent comme des régions à niveau de gris homogène. Ces régions sont mises en évidence par le gradient morphologique, dont les minima définissent en fait des marqueurs. Néanmoins le gradient morphologique comporte bien trop de minima non-significatifs que l'on va donc chercher à supprimer. L'idée de l'approche par marqueurs est de contraindre la LPE à considérer un ensemble de marqueurs préalablement et judicieusement choisis. La réalisation de cette idée exige deux choses : dans un premier temps, construire les marqueurs et ensuite intégrer cette information dans l'image originale. Par la reconstruction géodésique de l'image originale par l'image de marquage on obtient une image modifiée dont les minima correspondent à ceux définis par l'image de marquage. La reconstruction géodésique consiste à reconfigurer les minima d'une image. Le procédé de reconstruction crée une image égale à l'originale dans les zones d'intérêt et élimine les minima non marqués (swamping). On opère alors une LPE sur cette image modifiée. On sélectionne les marqueurs qui seront sources de l'immersion dans la LPE. Il faut qu'un seul minimum du gradient apparaisse à l'aplomb de chaque tache et qu'un seul minimum soit présent dans le fond [24].

IV.2.1.2. Méthodes dérivatives :

Les méthodes dérivatives utilisent un opérateur de dérivation pouvant détecter la transition d'un signal. Le principe des méthodes dérivatives repose sur la détection d'une transition d'un signal à partir de sa dérivée [25].

Les modèles dérivatifs consistent à modéliser les contours ou des zones d'images et supposent que l'image numérique provient de l'échantillonnage d'une fonction scalaire à support borné et dérivable en tout point [26].

Ils permettent une approche de détection par l'opérateur gradient et laplacien.

Les variations locales d'intensité constituent la source de ces opérateurs (figure.II.4) ; ainsi, le gradient est une fonction vectorielle des pixels $[i, j]$.

Le gradient est donné par l'équation suivante :

$$\nabla f(i, j) = \left[\frac{\partial f}{\partial x}(i, j); \frac{\partial f}{\partial y}(i, j) \right] \quad (\text{II.6})$$

Alors que le laplacien est une fonction scalaire de (i, j) :

$$\Delta f(i, j) = \left[\frac{\partial^2 f}{\partial x^2}(i, j) + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}(i, j) \right] \quad (\text{II.7})$$

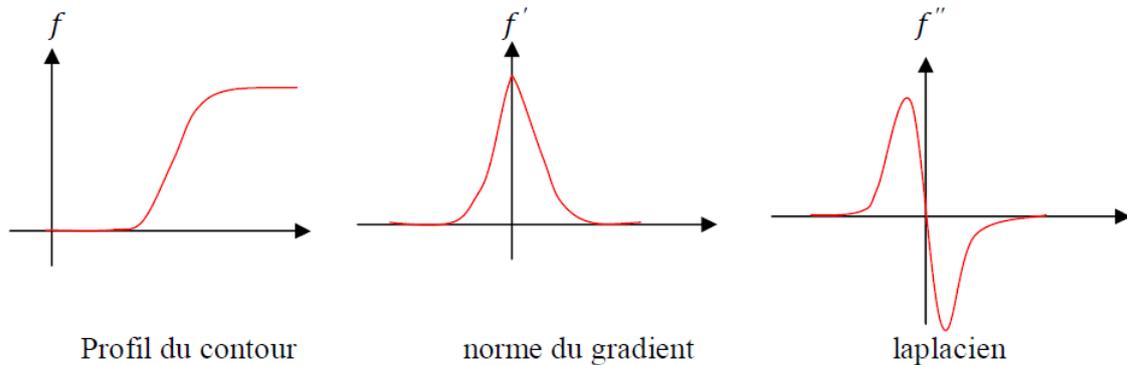


Figure II.11 : les opérateurs dérivatifs

IV.2.1.3. Modèle déformable :

L'approche par modèle déformable consiste à représenter l'image par une fonction. Les contours sont modélisés par des courbes élastiques à ajuster le mieux possible aux frontières des régions. Pour cela, on associe une énergie dont la définition est étroitement liée à celle des contours. Les minimax locaux de cette énergie correspondent aux contours s'ajustant le mieux au modèle utilisé [27].

- **Les contours actifs :**

Le modèle de contours actifs se présente sous la forme d'une courbe (fermée ou non) dont l'initialisation est située à proximité du contour recherché et dont l'évolution s'effectue selon un processus itératif de déformation contrôlé par un test de convergence [28].

Le critère selon lequel le processus de déformation fait évoluer le contour a été initialement associé à la recherche d'une minimisation d'une fonctionnelle directement interprétable en terme de contraintes physiques : raideur, élasticité, attache aux données [29].

- Une énergie interne E permettant de régulariser le contour.
- Une énergie externe E introduite par l'utilisateur pour traduire les contraintes spécifiques du problème posé.

Ces forces vont permettre au contour actif d'évoluer pour rechercher la position d'énergie minimale qui sera ainsi un compromis entre les diverses contraintes du problème.

IV.2.2. Les méthodes de segmentation par approche région :

Les méthodes appartenant à cette famille manipulent directement des régions. Soit elles partent d'une première partition de l'image, qui est ensuite modifiée en divisant ou regroupant des pixels suivant un critère d'homogénéité.

On va, pour cela, considérer chaque pixel de l'image que l'on va inclure dans les régions de pixels voisines si le critère est vérifié, ou dans une nouvelle région sinon. L'image est parcourue de gauche à droite et de haut en bas [30].

L'intérêt de détecter les régions est de pouvoir manipuler ensuite pour extraire des caractéristique de forme, de taille, de position ... etc.

IV.2.2.1. Les méthodes de segmentation par seuillage :

Le seuillage d'image est la méthode la plus simple de segmentation d'image. À partir d'une image en niveau de gris, le seuillage d'image peut être utilisé pour créer une image comportant uniquement deux valeurs, noir ou blanc (monochrome).

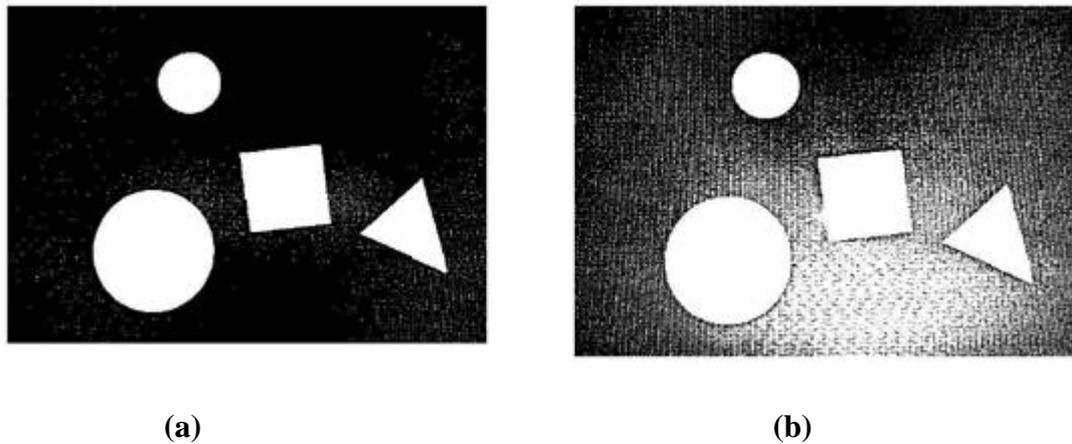
Le seuillage d'image remplace un à un les pixels d'une image à l'aide d'une valeur seuil fixée (par exemple 123). Ainsi, si un pixel a une valeur supérieure au seuil (par exemple 150), il prendra la valeur 255 (blanc), et si sa valeur est inférieure (par exemple 100), il prendra la valeur 0 (noir) [31].

Il existe de très nombreux de méthodes de seuillage d'un histogramme, l'une des méthodes de références de cette classes est les méthodes d'Otsu.

- **La méthode d'Otsu :**

Il existe plusieurs méthodes pour calculer de manière automatique la valeur du seuil à appliquer. L'une des plus répandue est la méthode d'Otsu. Elle consiste à faire l'hypothèse que l'image contient deux classes, décrites chacune par une partie de l'histogramme de l'image. La qualité du seuillage est quantifiée en mesurant la variance des niveaux de gris de chaque classe. On cherche la valeur de seuil qui minimise les variances des deux classes.

La figure II.12 ci- dessous montrent la binarisation par la méthode OTSU d'un seuil = 136 et d'un seuil = 102



**Figure II.12 : La binarisation par la méthode OTSU (a) avec un seuil=136 ;
(b) avec un seuil=102**

Dans son papier original, Otsu décrit trois critères discriminants possibles : la variance intra-classe, la variance inter classe et la variance totale [32].

Dans cette méthode, le calcul des différents critères est basé sur la densité de probabilité des différents pixels de l'image, qui est obtenu en normalisant l'histogramme de l'image.

$$P_i = \frac{h(i)}{\sum_{j=0}^{L-1} h(j)} \quad (\text{II.8})$$

$$\text{Avec } P_i \geq 0 \quad \text{et} \quad \sum_{j=0}^{L-1} P_i = 1 \quad (\text{II.9})$$

Où $h(i)$ est le nombre d'occurrences du pixel de niveau de gris et L le nombre total de niveaux de gris.

La variance interclasse est définie par l'équation suivante :

$$\sigma_{\omega}^2(t) = \omega_1(t)\sigma_1^2(t) + \omega_2(t)\sigma_2^2(t) \quad (\text{II.10})$$

Les poids ω_i représentent la probabilité d'être dans la i ème classe, chacune étant séparée par un seuil t . Finalement, les σ_i^2 sont les variances de ces classes.

IV.2.2.2. Les méthodes de segmentation par la classification :

Cette méthode consiste à attribuer à chaque pixel dans l'image une classe [33]. La classification peut être distinguée par leur caractère supervisé ou non supervisé.

La classification est dite supervisée si l'on dispose a priori de l'information telle que le nombre de classes possibles et l'appartenance de chaque individu à l'une de ces classes. La plupart des algorithmes d'apprentissage supervisés tentent donc de trouver un modèle qui explique le lien entre les données d'entrée et les classes de sortie [26]. La classification supervisée, dite aussi discrimination est la tâche qui consiste à discriminer des données, de façon supervisée c.-à-d. avec l'aide préalable d'un expert, un ensemble d'objets ou plus largement de données, de telle manière que les objets d'un même groupe (appelé classes) sont plus proches les uns aux autres que celles des autres groupes. [34]

- **Algorithme k-ppv (k-plus proche voisin) :**

C'est une approche très simple et directe. Elle ne nécessite pas d'apprentissage mais simplement le stockage des données d'apprentissage. Son principe est le suivant. Une donnée de classe inconnue est comparée à toutes les données stockées. On choisit pour la nouvelle donnée la classe majoritaire parmi ses K plus proches voisins (Elle peut donc être lourde pour des grandes bases de données) au sens d'une distance choisie. Afin de trouver les K plus proches d'une donnée à classer, on peut choisir la distance euclidienne. Le paramètre k doit être déterminé par l'utilisateur : $k \in \mathbb{N}$. En classification binaire, il est utile de choisir k impair pour éviter les votes égalitaires. Le meilleur choix de k dépend du jeu de donnée. En général, les grandes valeurs de k réduisent l'effet du bruit sur la classification et donc le risque de sur-apprentissage, mais rendent les frontières entre classes moins distinctes. Il convient donc de faire un choix de compromis entre la variabilité associée à une faible valeur de k contre un 'over smoothing' ou sur lissage (i.e gommage des détails) pour une forte valeur de k. Un bon k peut être sélectionné par diverses techniques heuristiques, par exemple, de validation-croisée. Nous choisirons la valeur de k qui minimise l'erreur de classification [35].

- **Les réseaux de neurones artificiels :**

Dans les méthodes supervisées la règle pour l'extraction des vaisseaux de la rétine par exemple est apprise par l'algorithme on se basant sur un ensemble d'images segmentées manuellement par un ophtalmologiste [36, 37].

Les réseaux de neurones artificiels ont été largement étudiés pour segmenter les caractéristiques de la rétine [38]. Dans l'article [39], l'auteur utilise cette approche pour la

détection des vaisseaux dans les images angiographique. Il applique le réseau neuronal directement sur les pixels de l'angiographie sur détection antérieure des caractéristiques, les pixels de la partie fenêtre qui balaye l'image sont donnés comme information au réseau. Les vecteurs de caractéristiques sont formés par des valeurs des niveaux de gris de la fenêtre centrée sur les pixels en cours de classement.

Une classification par le modèle de mélange gaussien est utilisée pour classifier chaque pixel comme un pixel appartenant au fond de l'image [26].

Un réseau de neurones est constitué d'un certain nombre d'unités élémentaires (neurones) fortement interconnectés (neurones) fonctionnant en parallèle et organisée en couches avec un flux d'informations à anticipation. . En général on peut distinguer deux grands groupes des réseaux de neurones : réseaux non bouclée, les réseaux récurrents.

- **Les réseaux non bouclés** : Sont des réseaux de neurones dans lesquels l'information se propage couche par couche sans retour en arrière ; on distingue trois modèles des réseaux non bouclés : le premier c'est la perception monocouche c'est un modèle très simple, Il ne dispose que deux couches : Une couche d'entrée, et une couche de sortie. La seconde est la Perception multicouches d'out un modèle d'une plus grande capacité de calcul ; sa structure est composée d'une couche d'entrée, une couche de sortie interprétée comme la réponse du réseau et d'une ou plusieurs couches intermédiaires dites « **couches cachées** ». Le troisième modèles de réseau non bouclée c'est le réseau à fonction radiale ; ce réseau obtient des performances comparables ou supérieures à ceux du perceptron multicouches, leur apprentissage est plus rapide et plus simple-il devenu un outil de choix pour plusieurs types d'applications dans la classification et l'approximation des fonctions.
- **Les réseaux bouclés** : Sont des réseaux de neurones dans lesquels il y a une liaison vers l'arrière. Les connexions de ces réseaux forment des boucles.

Les méthodes de segmentation supervisée offrent l'avantage d'être plus rapides et plus reproductibles que les méthodes non supervisées. Toutefois, leur convenaient est de rester très dépendant de la base d'apprentissage. C'est pourquoi il est intéressant de développer des algorithmes entièrement automatiques "non supervisée", qui présenteront l'avantage d'offrir un résultat reproductible et indépendant des actions de l'opérateur. [40]

La classification non supervisée a pour but de regrouper les individus en classes homogènes c'est-à-dire regrouper les individus qui se ressemblent et séparer ceux qui sont dissemblables, en fonction de l'analyse des caractéristiques qui décrivent les individus [41]. Elle vise à séparer automatiquement l'image en clusters naturels, c'est-à-dire sans aucune connaissance préalable des classes.

- **Méthode géométrique k-means (algorithme des centres mobiles) :**

Un algorithme des centres mobiles simple et largement utilisé, est l'un des algorithmes les plus connus en classification non supervisée. Un algorithme itératif qui partitionne un ensemble de données en un nombre prédéfini de régions K . la valeur de K est choisie selon une connaissance préalable, combien de régions sont souhaitées,

Soit un ensemble de points que nous essayons de partitionner en k classes. Nous posons :

- $x_j^{(i)}$: le pixel j appartenant à la classe i .
- y_i : le centre de la classe i .
- L_i : le nombre de points de la classe i .
- $D_i(x_j^{(i)}, y_i)$: la distance entre $x_j^{(i)}$ et y_i .
- D_i : la distance totale de la classe i .

$$D_i = \sum_j^{L_i} d(x_j^i, y_i) \quad (\text{II.11})$$

D : est la distorsion globale pour l'ensemble des vecteurs.

$$D = \sum_i^K D_i \quad (\text{II.12})$$

Les principales étapes de l'algorithme k-means sont :

1. Choix aléatoire de la position initiale des K clusters.
2. (Ré-) Affecter les objets à un cluster suivant un critère de minimisation des distances (généralement selon une mesure de distance euclidienne).
3. Une fois tous les objets placés, recalculer les K centres.
4. Répéter les étapes 2 et 3 jusqu'à ce que plus aucune réaffectation ne soit faite.

Les approches basées sur la classification non supervisée essaient de trouver des modèles inhérents de vaisseaux sanguins des images rétiniennes qui peuvent être utilisées pour décider

qu'un pixel particulier appartient [42,43]. Chaque région segmentée qui contient plus de trois points classifiés comme appartenant au réseau est considéré comme un point de départ de l'algorithme du suivi itératif. Les faux vaisseaux sont rejetés après deux ou trois itérations. Les caractéristiques les plus pertinentes de cet algorithme est qu'il n'utilise pas de l'information de voisinage pour localiser l'emplacement exacte des vaisseaux ce qui réduit l'effet du bruit dans la procédure de suivi.

IV.2.2.3. Segmentation par la méthode de croissance :

Cette technique est ascendante et part du pixel pour remonter jusqu'aux régions en agrégeant les pixels selon un critère d'homogénéité. On appelle \emptyset la fonction qui caractérise une propriété d'une région R_i et S_n l'ensemble des pixels non attribués à une région au début de l'étape n [44].

- **Split & Merge :**

L'idée des algorithmes de type « **Split & Merge** » est de produire automatiquement une partition initiale en régions petites (**Split**), qui vont ensuite croître en se regroupant (**Merge**). La partition initiale (**Split**) est réalisée en divisant récursivement l'image en régions de tailles identiques lorsqu'un certain critère d'homogénéité n'est pas satisfait.

Le processus est décomposé en deux étapes :

- **Division :** analyse de chaque région R_i . Si celle-ci ne vérifie pas le critère d'homogénéité, alors on divise cette région en blocs (le plus généralement en 4 quadrants) et l'on réitère le processus sur chaque sous-région prise individuellement.
- **Rassemblement :** Si l'union de deux régions voisines (R_i, R_j) vérifie le critère d'inhomogénéité : fusion des régions.

Soit $R_i (i = 1, \dots, n)$ un ensemble de régions effectuant la partition d'une image, et soit P un prédicat mesurant l'homogénéité de ces régions.

· Si $P R_i = \text{faux}$: R_i non homogène (subdivision des régions ou split).

· Si $P (R_i \cup R_j) = \text{vrai}$ ($i \neq j$ et $R_i \cup R_j = \text{ensemble connexe}$): R_i et R_j sont homogènes et doivent être fusionnées (fusion des régions ou merge).

Split : la géométrie du découpage a une grande influence sur le résultat de la segmentation.

Merge : l'ordre dans lequel est réalisé le regroupement des régions a aussi une influence sur le résultat.

IV.2.2.4. Segmentation par la méthode statistique :

Lorsqu'une image présente un aspect de texture aléatoire, elle peut être supposée une réalisation d'un processus stochastique gouverné par des paramètres qui se calculent à partir de l'image en considération.

C'est le principe des méthodes à base des champs aléatoires de Markov qui est un moyen favorisé pour modéliser les images texturées permettant d'exprimer l'interaction spatiale portée par les pixels. C'est-à-dire qu'un pixel donné a une forte probabilité d'appartenir à la même classe que ces voisins. L'influence mutuelle des pixels dans une image donnée est exprimée alors par une distribution conditionnelle.

IV.2.3. La segmentation par approche mixte :

La dualité entre les régions et les contours peut être exprimée de quatre manières différentes :

- ✓ Les régions sont situées à l'intérieur des contours. Par conséquent, il n'y a pas de points contours à l'intérieur d'une région ;
- ✓ un point de contours est situé sur ou au moins à proximité (distance à définir) d'une frontière de région ;
- ✓ Une frontière de région est fermée par nature, un contour doit l'être aussi
- ✓ un contour doit être situé sur la totalité de la frontière commune entre deux régions.

Cette dualité a donné naissance à la coopération dans la segmentation d'image. Selon la manière de faire coopérer deux processus de segmentation région et contour, on peut distinguer trois approches différentes : La coopération séquentielle, la coopération par fusion de résultats et la coopération mutuelle [45] :

IV.2.3.1. La coopération Séquentielle : Le principe général de la coopération séquentielle est que l'une des techniques, par région ou par contour, est exécutée en premier lieu. Puis son résultat est exploité par la deuxième approche [46].

L'utilisation de l'information venant de la segmentation par contour dans une segmentation par région est l'une des formes de coopération les plus courantes (Figure II.13). Mais, l'information sur les régions peut aussi être utilisée dans une segmentation.

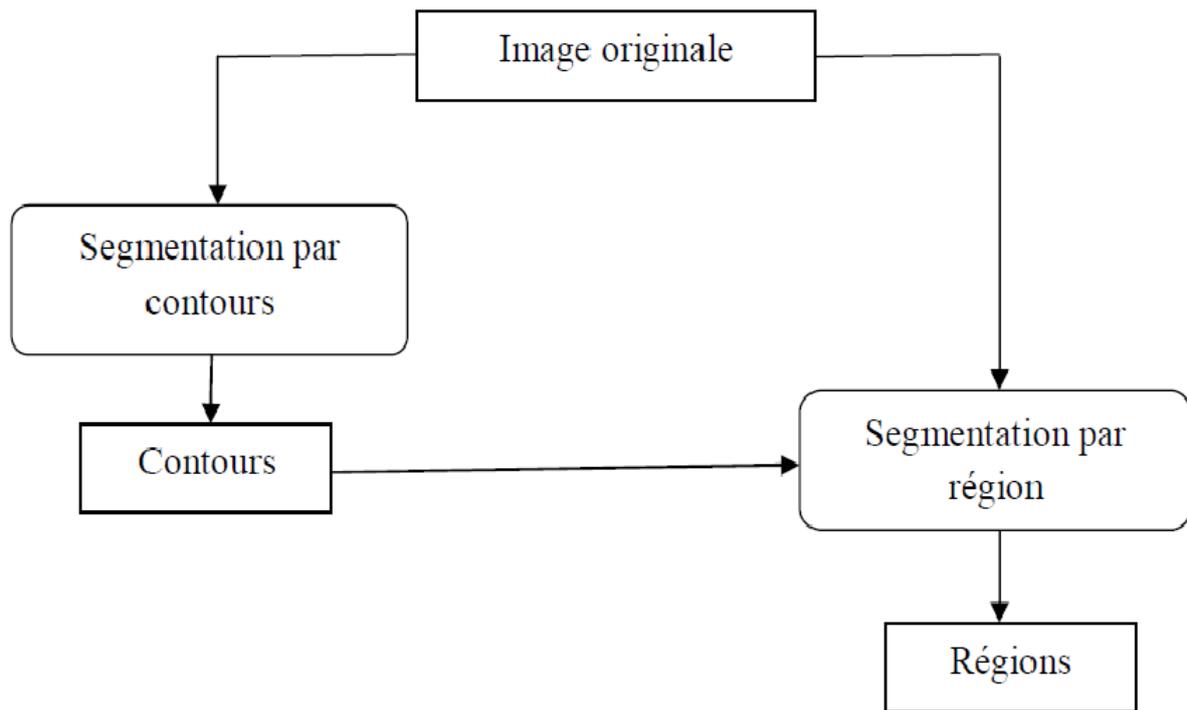


Figure.II.13 : Principe de la coopération séquentielle

IV.2.3.2. La coopération des résultats : Dans la coopération des résultats, les deux types de segmentation sont exécutés parallèlement et indépendamment. La coopération est faite au niveau des résultats respectifs. Ils sont intégrés dans le but d'atteindre une meilleure segmentation que celle obtenue par une seule des approches (figure II.14). Cette intégration peut être faite sous forme de complémentarité ou de recherche de consensus [47].

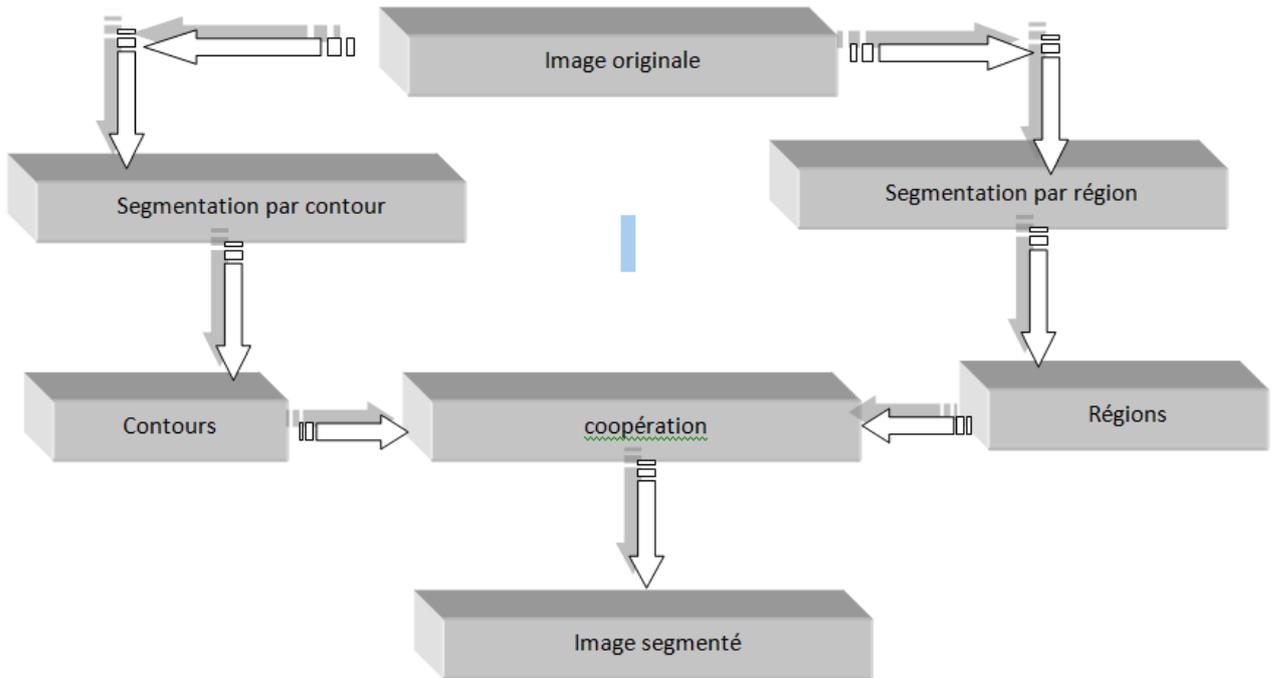


Figure II.14 : Principe de la coopération des résultats

IV.2.3.3. . La coopération mutuelle : Dans l’approche de coopération mutuelle, les différentes techniques de segmentation sont exécutées en parallèle, tout en échangeant mutuellement des informations (figure II.15). L’information échangée va aider la technique de segmentation dans sa prise de décision. Elle est utile lorsqu’il y a manque. La coopération permet de prendre des décisions plus sûres. Si le détecteur de contour et le détecteur de région n’arrivent pas à agréger un pixel, on peut diminuer le seuil de similarité par exemple [46].

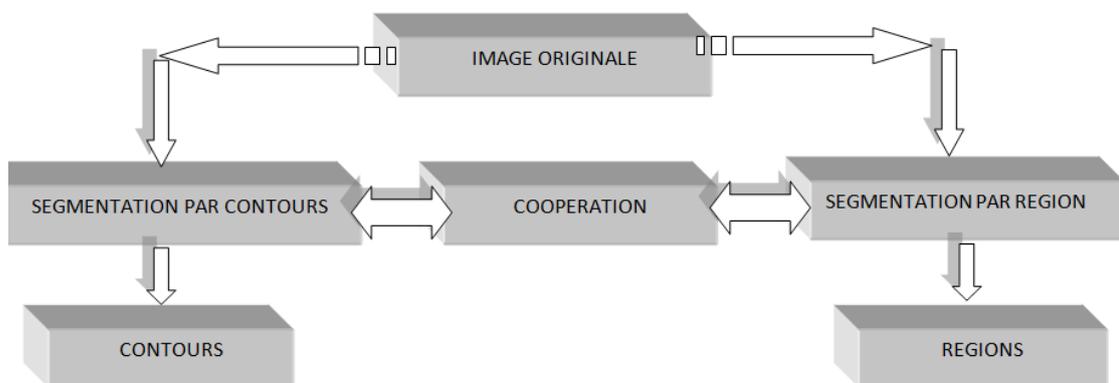


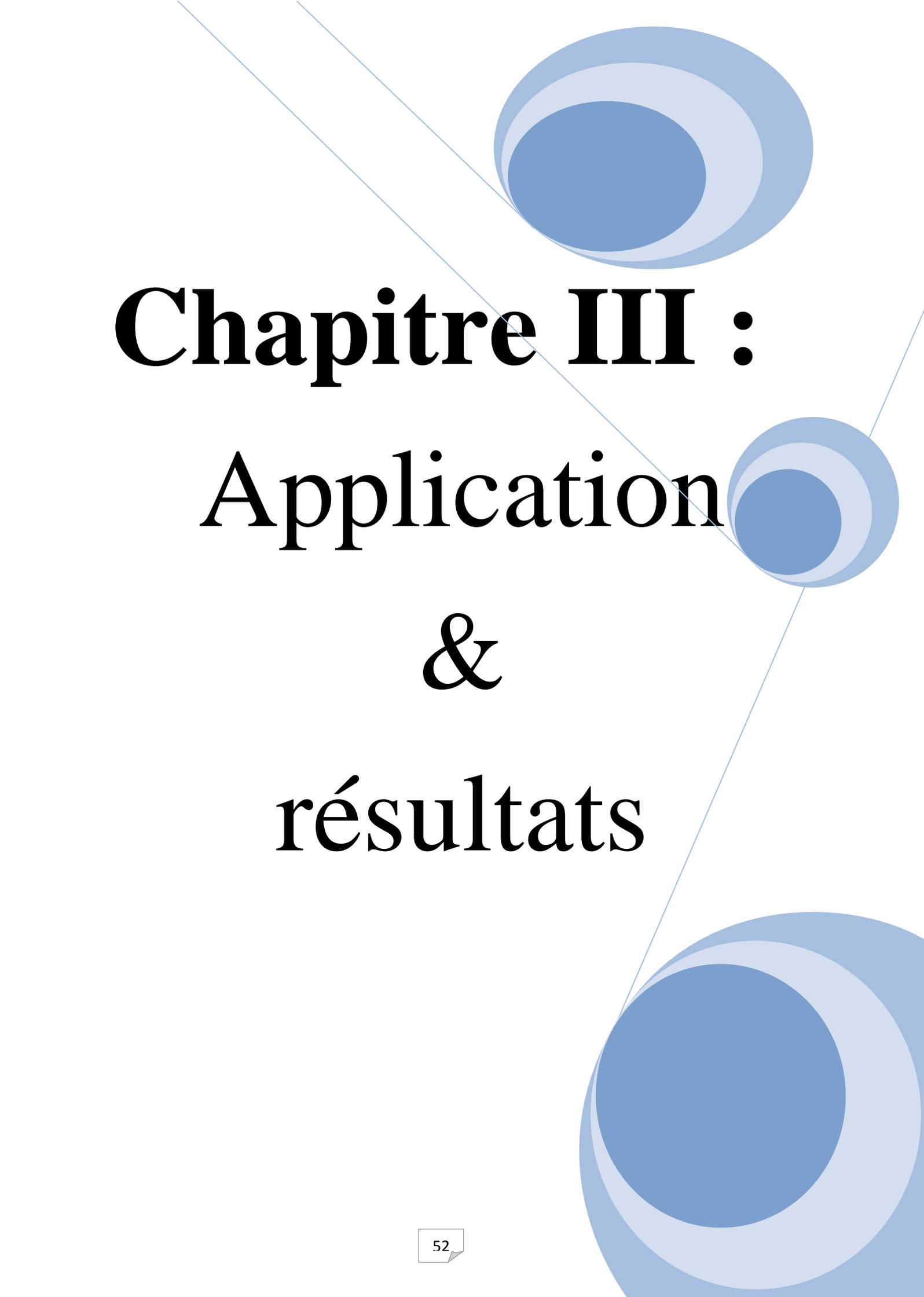
Figure II.15 : Principe de coopération mutuelle

V .Conclusion :

En analyse d'image, la segmentation est l'opération la plus délicate. Elle permet de passer d'une image ambiguë vers une image plus claire et plus significatif en termes d'objets.

Chacune des méthodes de segmentation a ses avantages et ses inconvénients. En résulte, les méthodes de segmentation supervisée offrent l'avantage d'être plus rapides et plus reproductibles que les méthodes non supervisées. Toutefois, leur convenaient est de rester très dépendant de la base d'apprentissage. C'est pourquoi il est intéressant de développer des algorithmes entièrement automatiques "non supervisée", qui présenteront l'avantage d'offrir un résultat reproductible et indépendant des actions de l'opérateur.

La classification non supervisé a pour but de regrouper les individus en classes homogènes c'est-à-dire regrouper les individus qui se ressemblent et séparer ceux qui sont dissemblables, en fonction de l'analyse des caractéristiques qui décrivent les individus .Elle vise à séparer automatiquement l'image en clusters naturels, c'est-à-dire sans aucune connaissance préalable des classes.

The page features three large, overlapping blue circles of varying sizes and shades (dark blue, medium blue, and light blue) positioned in the top right, middle right, and bottom right corners. Thin blue lines connect these circles, forming a network-like structure that spans the right side of the page.

Chapitre III :

Application

&

résultats

I. Introduction :

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à la détection d'un élément principal de la rétine :

L'arbre vasculaire, il peut toujours être détecté automatiquement (avec une précision acceptable). L'extraction de cet élément est essentielle pour un système de diagnostic.

La réalisation d'une technique de segmentation des images rétiniennes est nécessaire pour objectif de développer une méthode de segmentation afin de rendre cette dernière plus rapide et plus efficace pour extraire les réseaux vasculaires de la rétine.

Dans la première partie de ce chapitre nous avons appliqués la méthode de segmentation de la LPE, alors que dans la deuxième phase nous avons généré la méthode de classification (K means).

Dans la troisième partie ce chapitre sera consacré sur une méthode coopérative (LPE+K means).

I.1. Les propriétés des vaisseaux dans les images rétiniennes :

Les vaisseaux sont des structures de forme allongée, beaucoup plus longues que larges, rouges et plus sombres que le fond. Ils entrent dans la rétine par le disque optique et parcourent la rétine en formant l'arbre vasculaire. Leur largeur varie dans une image rétinienne, il existe des gros vaisseaux (veines) et des vaisseaux très minces (artère).

De plus, il y a un lien entre le contraste d'un vaisseau et sa largeur, les vaisseaux minces sont caractérisés par un contraste plus faible. Le contraste et la couleur des vaisseaux varient considérablement d'une image à l'autre. [13]

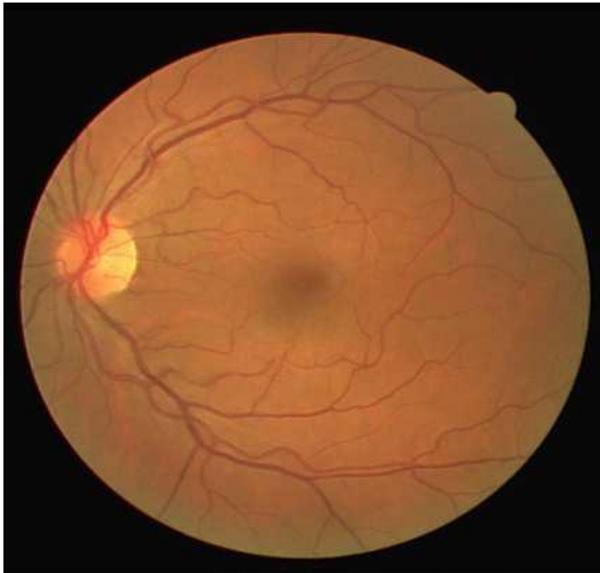
II. Les bases de données :

Les bases d'images sont une ressource essentielle dans le développement des algorithmes d'analyse d'images rétiniennes, ils aident considérablement les chercheurs d'évaluer et de comparer les méthodes développées par rapport aux travaux reportés dans l'état de l'art. Elles conduisent à la mise au point de meilleurs algorithmes. Dans cette section, nous présentons les différentes bases de données utilisées dans notre travail [47].

II.1 Base d'image DRIVE :

La base d'image Drive comprend 40 images couleur du fond d'œil, dont 7 présentent des pathologies. Les images sont acquises avec une rétinographie non mydriatique (Canon RC5) avec un champ de vision de 45 degré (FOV). Elles sont enregistrées au format JPEG, avec

une taille de 768 *584 pixels. La base d'image est divisée en deux ensembles (20 images pour l'apprentissage et le reste pour le test).



(a)



(b)

Figure III.1 : Exemples d'images de la base de donnée DRIVE ; (a) : rétine normal ; (b) : rétine contenant une anomalie.

III. Extraction des réseaux vasculaires de la rétine :

La détection du réseau vasculaire est une partie essentielle des outils diagnostiques utilisés afin de dépister ou de suivre l'évolution de la maladie.

Une fois l'image rétinienne améliorée, donc bien contrastée, nous allons, nous occuper de la détection du réseau vasculaire d'une manière efficace et fiable, en utilisant deux algorithmes, l'un est basé «la ligne des partage des eaux » et l'autre basé sur « K means ».

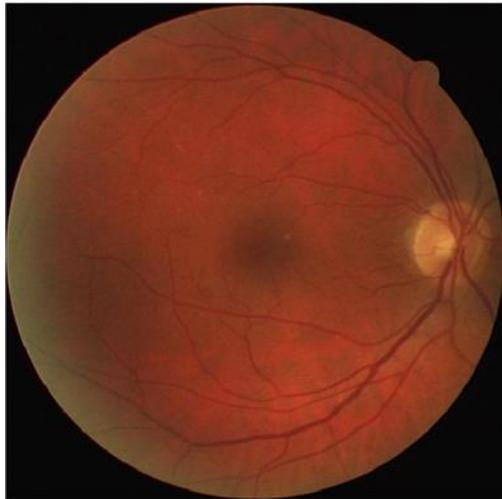
III.1. Extraction du réseau vasculaire de la rétine par LPE :

Dans cette section on va essayer d'appliquer un algorithme de ligne de partage des eaux à l'image canal vert. En traitement d'images, la segmentation par ligne de partage des eaux (ou watershed en anglais) désigne une famille de méthode de segmentation d'image issues de la morphologie mathématique qui considèrent une image à niveaux de gris comme un relief topographique, dont on simule l'inondation.

L'idée principale est d'appliquer la ligne de partage des eaux sur le gradient de l'image améliorée.

- **Image couleur dans l'espace RVB :**

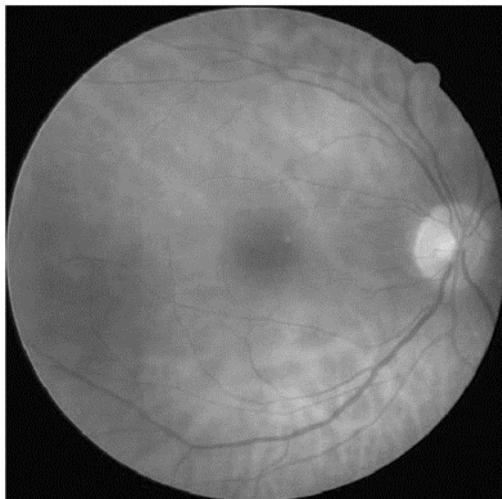
Afin d'améliorer le contraste de l'image, nous représentons l'image couleur dans l'espace RVB ; ce qui permet d'étudier séparément les différents canaux de la réponse spectrale.



(a)



(b)



(c)

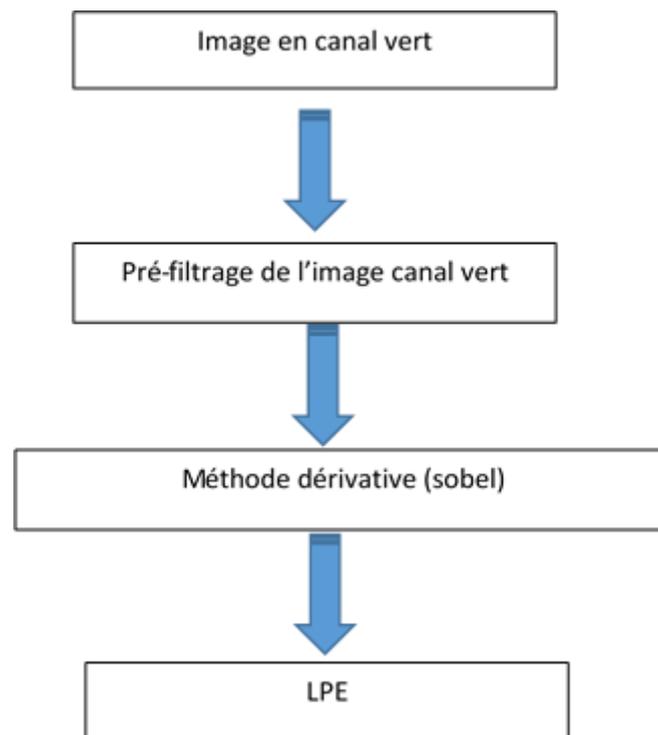


(d)

Figure III.2 : Représentation de l'image couleur dans l'espace RVB ;(a) image couleur ; (b) : le canal vert ; (c) : le canal rouge ; (d) : le canal bleu.

Dans le canal rouge (figure.III.2.c), les vaisseaux clairs apparaissent très flous ; alors que dans le canal vert (figure.III.2.b) ; les vaisseaux rétiens apparaissent comme les plus contrastés, même comparés avec les canaux d'autres espaces couleur, c'est le vert qui donne le meilleur résultat au niveau du contraste des vaisseaux sanguins. Cependant, le canal bleu (figure.III.2.d) contient très peu d'information et de plus, il est très bruité (ce qui est dû à la dispersion qui est plus importante dans cette partie du spectre). Les vaisseaux n'y sont presque pas présents, la papille et la macula sont vaguement visibles, et la dynamique est minime. Néanmoins, les éléments contenant du sang y apparaissent toujours avec un faible contraste, bien plus faible que dans le canal vert en tous cas et cette interprétation du contenu de couleur des images rétiniennes favorise le travail avec le canal vert de l'image pour l'extraction du réseau vasculaire car le vert était le canal le plus contrasté (au moins pour les éléments sanguins) et le moins bruité.

- **Organigramme de la méthode LPE :**



1. Le pré filtrage :

Nous avons vu dans le chapitre 2, que le filtrage permet le nettoyage de l'image et d'enlever le bruit. Pour enlever du bruit clair dans une image à teintes de gris, il suffit d'appliquer une ouverture. Une ouverture morphologique a comme inconvénient que des séparations entre des vaisseaux très proches sont aussi enlevées, et c'est la raison pour laquelle la taille de l'élément

structurant doit être très petite.. On peut jouer sur l'intensité du filtre et on peut remarquer que l'image est plus nette lorsque la valeur de l'intensité est plus importante. Le filtre morphologique simplifie l'image en lui préservant la structure, mais il perd en général de l'information. Le filtre morphologique est stable et possède une classe d'invariance connue. Nous appliquons un filtre linéaire de petite taille sur le canal vert de l'image améliorée dont le quel nous avons fixé le paramètre .Ce filtre linéaire gère mieux les cas où les vaisseaux apparaissent plus sombres que le fond, et il atténue le bruit, mais ce filtrage peut atténuer le contraste des plus petits vaisseaux.

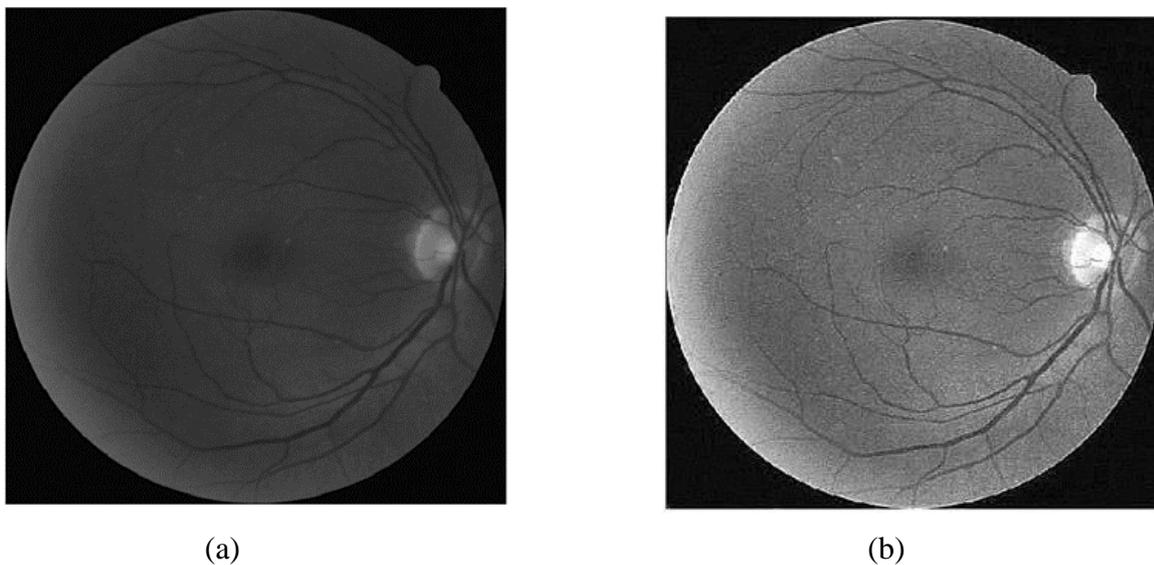


Figure III.3 : le pré filtrage du l'image du canal vert ; (a) : image du canal vert ; (b) : le résultat de filtrage

Ensuite, nous appliquons un filtre morphologique (ouverture morphologique) pour enlever que les structures claires qui sont considérées comme du bruit, puisque l'on s'intéresse aux vaisseaux apparaissant comme des structures sombres. L'ouverture enlève de petites interruptions sur les vaisseaux dues au bruit et rend l'algorithme plus sensible. La taille de l'élément structurant ne doit pas être plus élevée, parce que sinon, le réseau présentera des discontinuités importantes au niveau des interruptions. La combinaison d'un filtre linéaire avec un filtre morphologique enlève du bruit sans enlever les structures vasculaires importantes (Fig. III.4).

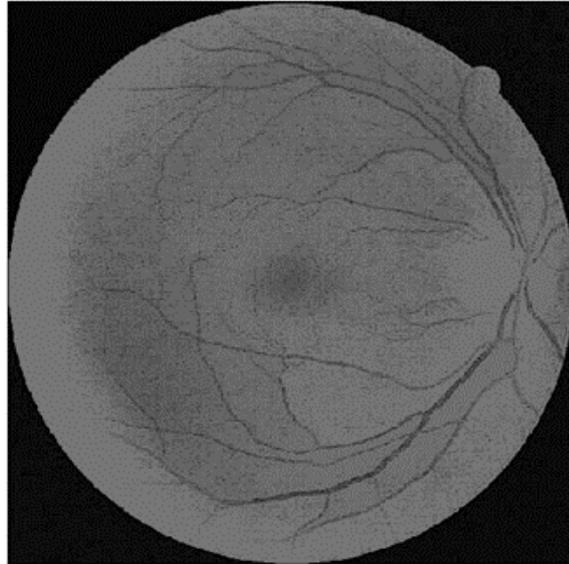


Figure III.4 : Le résultat du filtre morphologique.

2.Le gradient morphologique :

Le gradient morphologique permet d'extraire les zones de variation d'intensité perçues, en choisissant la taille de l'élément structurant, et la distinction entre deux objets ou entre un objet et le fond. Le résultat est montré dans la (FigIII.5).

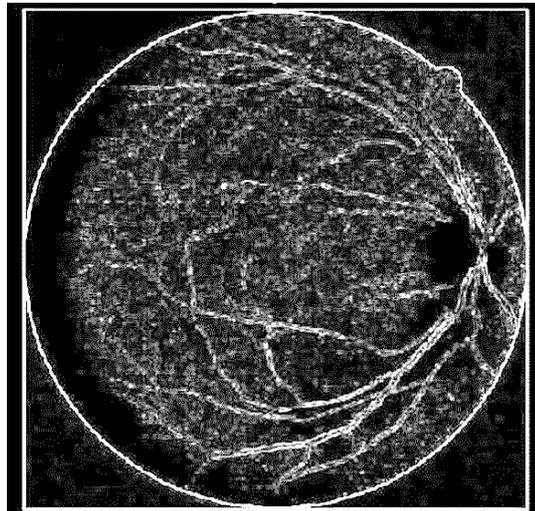


Figure III.5 : Le résultat du gradient morphologique de l'image filtrée.

La résolution du problème de la sursegmentation morphologique, revient tout simplement à sélectionner certains minimas, c'est-à-dire, réduire le nombre de minimas à partir des quels l'image est inondée, afin de limiter les sources d'inondation, en utilisant des marqueurs

préalablement et judicieusement choisis. On parle dans ce cas du calcul de la ligne de partage des eaux contrôlée par marqueur. Dans notre cas, le but n'est pas de trouver des bassins versants (comme c'est souvent le cas), mais c'est la ligne de partage des eaux elle-même qui nous intéresse puis qu'elle correspond au réseau. Alors les marqueurs, qui sont les composantes connexes, permettant de localiser (même grossièrement) les régions devant être segmentées dans l'image, doivent être choisis de manière à ce que la ligne de partage des eaux coïncide avec les vaisseaux, il est donc important de marquer toutes les zones entourées partiellement ou entièrement par les vaisseaux pour que la segmentation soit correcte. Un tel marqueur est montré dans la (Figure III.6).

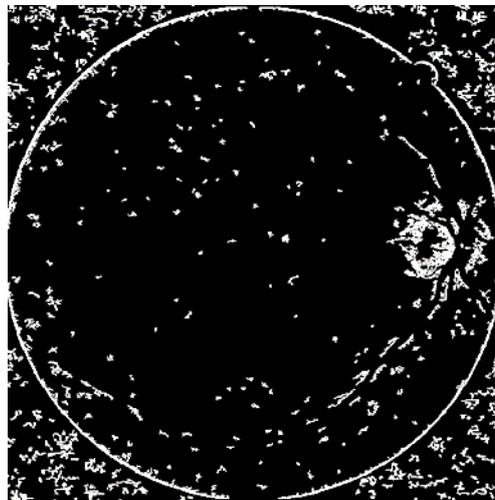
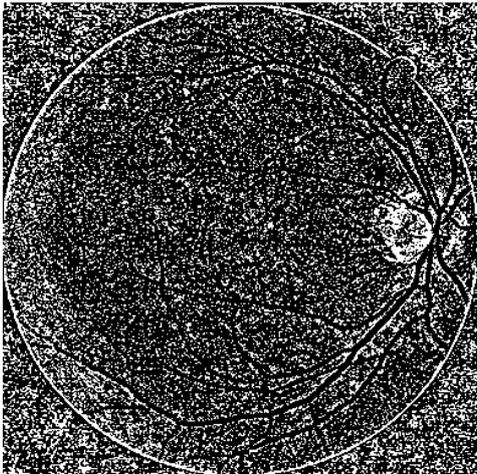


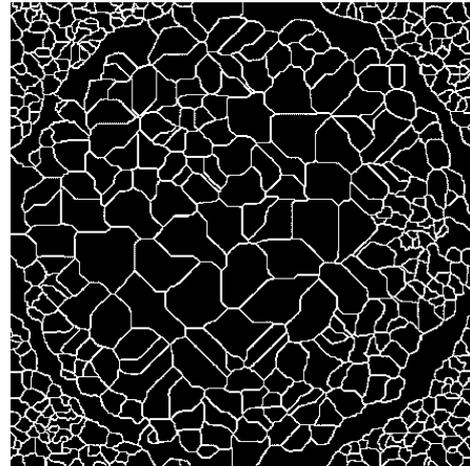
Figure III.6 : image marqueur.

La fonction distance, désigne la distance entre le pixel candidat qui vaut 0 et le pixel qui lui est le plus proche non zéro. Ce sont les maxima locaux. Dans la fonction distance, ces maxima locaux sont représentés avec des niveaux de gris les plus élevés (Figure III.7.a). Pour calculer la fonction de distance, il faut d'abord nettoyer l'image il ne faut absolument pas qu'il y ait un marqueur sur un vaisseau, parce que sinon le vaisseau en question ne ferait pas partie de la ligne de partage des eaux.

Ayant déterminé le marqueur, la ligne de partage des eaux, est calculée sur la reconstruction par érosion de l'image de la fonction distance inversée sur l'image originale. Le résultat est plus pertinent que celui obtenu par LPE sur l'image originale (Figure III.7.b).



(a)



(b)

Figure III.7 : La ligne de partage des eaux de l'image reconstruite ;(a) : fonction distance ; (b) : la ligne de partage des eaux et les bassins versants.

Nous remarquons dans la (Figure III.7.b), que la ligne de partage des eaux suit les vaisseaux comme prévu, elle est toujours fermée et délimite un bassin versant, mais bien sur il existe aussi beaucoup de faux positifs, c'est-à-dire, si une zone n'est pas entièrement entourée par des vaisseaux, il doit y avoir forcément une branche de la LPE qui ne correspond pas à un vaisseau.

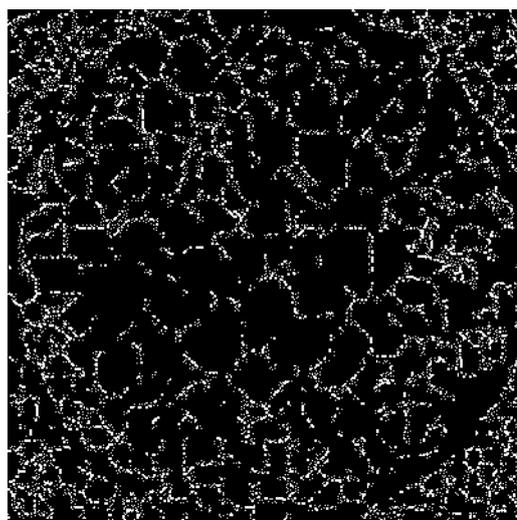


Figure III.8 : Le résultat de séparation les cellules collés.

Dans cette application on s'intéresse à la détection du réseau vasculaire de la rétine. Ces résultats nécessitent un nombre d'itération important et un temps d'exécution plus grand. Nous avons choisi pour chaque image un nombre d'itération bien précis.

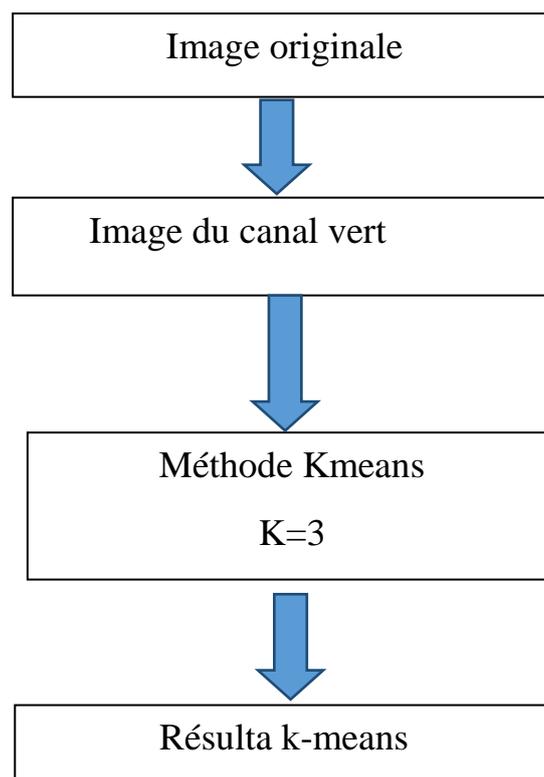
Les résultats obtenus sont très satisfaisants et très encourageants malgré quelques contraintes. La difficulté trouvée dans le choix des paramètres de chaque image. En effet, le choix des paramètres peut être parfois très couteux en temps.

Pour résoudre le problème de choix de ces paramètres initiaux tels que le contour initial et son centre, on va utiliser une autre méthode de segmentation en région ; cette technique appelée K-means.

III.2. Extraction des réseaux vasculaires par l'algorithme Kmeans :

Clustering est un moyen de séparer des groupes d'objets. K-means traite de clustering chaque objet comme ayant un emplacement dans l'espace. Il trouve des partitions telles que les objets au sein de chaque groupe sont aussi proches les uns des autres que possible, et dans la mesure des objets dans d'autres groupes que possible. K-means nécessite que vous spécifiez le nombre de clusters à être partitionné et une distance métrique pour quantifier à quel point deux objets sont les uns aux autres, pour cela, nous présentons ci-dessous l'organigramme qui permet extraire le réseau rétinien par l'algorithme de Kmeans :

Organigramme de l'algorithme k-means :



Les résultats de k-means :

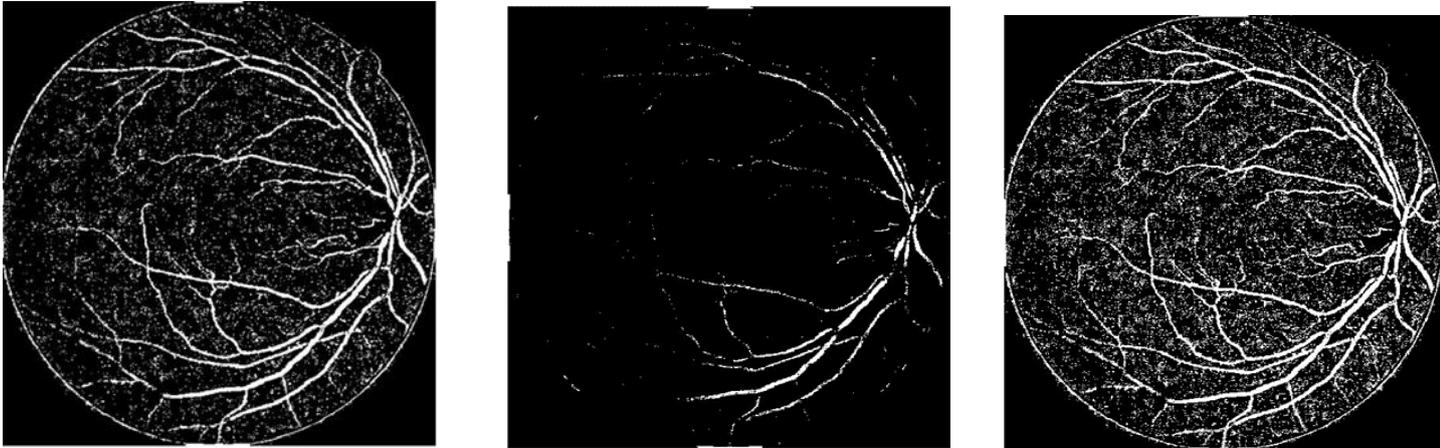


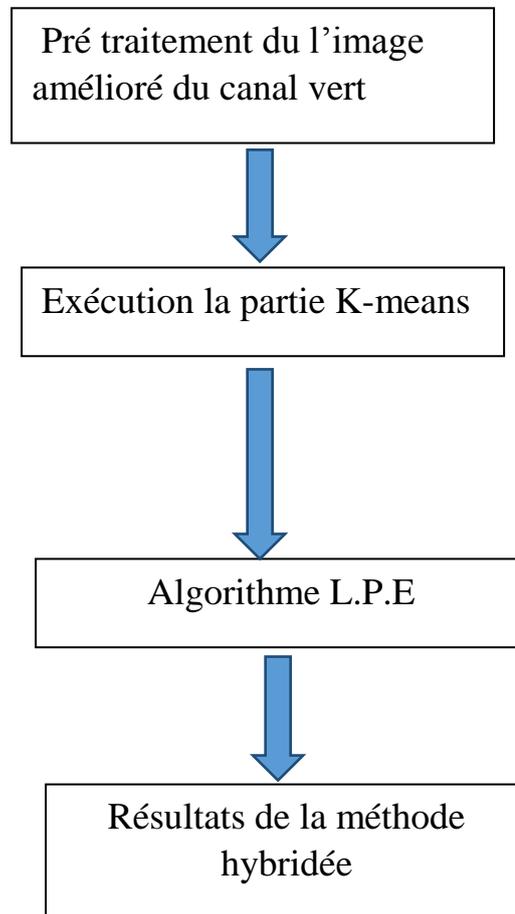
Figure III.9 : Les différents résultats de segmentation par k-means

Dans la partie d'implémentation de cette approche, nous avons éliminé la partie de segmenter manuellement l'arbre vasculaire et nous l'avons remplacé par l'algorithme k-means. La méthode k-means permet de classer les données d'une manière non supervisée.

III.3. Méthode coopérative (LPE+K-means) :

Dans cette partie d'application, nous avons combiné deux méthodes de segmentations (LPE et K-means) dans le but de donner des résultats plus fiables.

- organigramme de la méthode hybridé (LPE+ K-means) :



III.3.1. Le pré traitement :

Pour faire ressortir le réseau vasculaire, la transformation chapeau haut de forme est appliquée sur l'image du canal vert, on utilisant un élément structurant circulaire de taille suffisamment grande (avec $Se=7$) pour boucher tous les vaisseaux (Figure III.10).

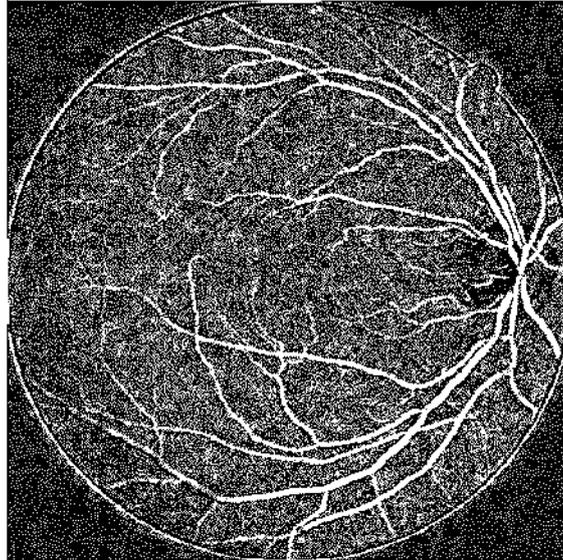


Figure III.10 : le chapeau du l'image du canal vert.

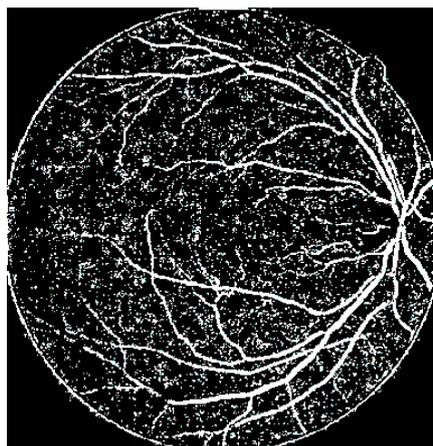
III.3.2. Exécution la partie k-means :

On lance la partie K-means pour bien localiser les objets d'intérêt, cette détection devient fiable à l'intermédiaire des opérateurs morphologiques (filtrage morphologique).

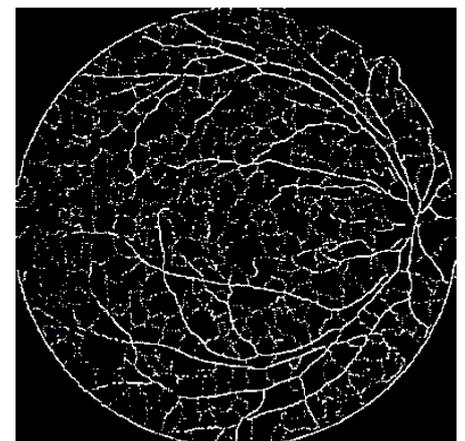
Enfin, on lance la méthode LPE dont le but de visualiser l'arbre vasculaire de la rétine.



(a)



(b)



(c)

Figure III.11 : détection de l'arbre vasculaire par la méthode coopérative entre LPE et k-means ; (a) : image du canal vert ; (b) : résultat de segmentation par k-means ; (c) : résultats de la méthode coopérative.

Après l'application l'algorithme K-means les objets sont regroupés en classes selon le nombre d'itérations et le degré d'appartenance. L'application de la méthode k-means facilite la détection des régions d'intérêts par la méthode du LPE.

Dans certains cas, l'algorithme de k-means ne fournit pas une bonne segmentation l'arbre vasculaire. L'inconvénient de cette méthode ne tenir compte que des informations globales de l'image. Dans ce cas, on peut utiliser les opérateurs morphologiques pour améliorer des résultats de k-means. Les opérateurs morphologiques utilisés sont : remplissage des trous, dilatation.

IV. Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté notre approche de segmentation basée sur une approche coopérative entre LPE et K-means.

La détection de cet élément principal est primordiale dans le traitement d'images rétiniennes, d'un côté, elle permet la détection de lésion pour évaluer leur gravité selon l'endroit où elle se trouve, et de l'autre côté.

Conclusion générale :

Vu que la manipulation, et la segmentation de l'image affrontent certaines difficultés et contraintes notamment sur les images rétiniennes vu sa complexité. L'évolution de différentes méthodes de traitement d'image et de segmentation, offre la possibilité que ces contraintes soient levées ou contournées. Et que cette discipline cherche à repérer la présence de certaines formes, certains contours ou certaines textures d'un modèle connu plus interprétable et plus significatif, c'est le problème de la détection.

Durant ce projet, nous avons eu l'occasion de se rapprocher du monde de traitement d'images en manipulant une image rétinienne réelle sur la base de données DRIVE (rétine saine) qui peut être utilisé comme un laboratoire de traitement d'images et cela en offrant la possibilité d'effectuer des opérations de filtrage, de détections de contours ...etc. Toute en appliquant la méthode de K-means, la méthode de ligne de partages des eaux et la coopération entre eux.

Sachant que le principe du k-means est de minimiser la similarité intra classe, on trouve que cela ne conduit pas forcément vers une maximisation de séparabilité inter classe, et vu que cette technique est sensible au bruit, ceci bien arrive lorsque l'objet choisi comme nouveau centre est un bruit.

Par conséquent le résultat de la classification tend à produire des clusters sans significations, ajoutant à cela le problème de choix du nombre de groupes qui conduit à de mauvaises solutions ; Néanmoins cette méthode souffre aussi d'un défaut dont elle introduit des discontinuités spatiales assez fortes aux frontières des classes.

Malgré toutes ses inconvénients la méthode des k-means reste très utilisée dans ce profession, d'une part pour sa simplicité de mise en œuvre et d'autre part car elle peut fournir une bonne approximation de la segmentation recherchée en introduire des étapes de

CONCLUSION GENERALE

régularisations (comme le filtrage) afin de d'en extraire des résultats très fiables et très significatifs.

Et pour battre le l'inconvénient majeur de l'algorithme L.P.E qui réside dans sa lenteur nous avons utilisé les résultats obtenus par la méthode de k-means dans l'algorithme L.P.E on extrait des résultats plus claire à interpréter ; dont nous avons exécuté le k-means avec l'espace RVB où l'image canal vert offre une clarté très remarquable par rapport aux autres.

L'utilisation de filtrage nous a permis de mieux détecter les vaisseaux avec eu temps réduit.

Nous avons montré que notre méthode peut trouver des applications dans le domaine de l'imagerie médicale notamment sur l'image de fond d'œil dont elle peut aider le médecin ophtalmologue à diagnostiquer et de précisément tirer la zone de l'anomalie.

Références bibliographiques :

- [1] : Jocelyne Péchereau, Alain Péchereau. « Anatomie ». Alain & Jocelyne Péchereau.196.
- [2] : Constantin J. Pournaras. « Pathologies vasculaires oculaires ». Société Française d’Ophtalmologie. Paris. 2008,848.
- [3] : Feroui Amel, « Analyse des images couleur du fond d’œil pour l’aide au diagnostic en ophtalmologie : application a la détection des pathologies rétinienne», Thèse de doctorat, Université de Tlemcen, mai 2014.
- [4]: R. Klein, B.E.K. Klein, and S.E. Moss. « Visual impairment in diabetes ». ophthalmology, PP. 1–9, 1984.
- [5] : A.K. Sjolie, J. Stephenson, S. Aldington, E. Kohner, H. Janka, L. Stevens, J. Fuller, « and the EURODIAB Complications Study Group. Retinopathy and vision loss in insulindependent diabetes in Europe ». Ophthalmology, 104: PP. 252- 260, 1997.
- [6]: J.C. Javitt and L.P. Aiello. « Cost-effectiveness of detecting and treating diabetic retinopathy ». Ann Intern Med, 124(2):164–169, 1996.
- [7]: The Diabetic Retinopathy Study Group. « Photocoagulation treatment of proliferative diabetic retinopathy: the second report of diabetic retinopathy study findings ». Ophthalmology, 85: 82–106, 1978.
- [8]: Early Treatment Diabetic Retinopathy Study Research Group. « Photocoagulation for diabetic macular edema: Early treatment diabetic retinopathy study report no 4 ». Int Ophthalmol Clin, 27: 265–272, 1987.
- [9]: <http://www.ophtalmologie-lariboisiere.fr/fr/accueil/vue-d-ensemble.htm> .
- [10] : DIALLO Hamadoun. « Indications de l’angiographie a la fluoresceine», thèse de doctorat, Université de Bamako,avril 2011.
- [11] : Ahmad El Allaoui, M’barek Nasri. « Segmentation Évolutionniste d’Images Numériques », EDILIVRE.
- [12] : Yaovi Gagouy, Cours de Traitement d’Image, Année 2007-2008.

[13] : FEROU I Amel « Traitement automatique d'images du fond d'œil : Application au recalage des images rétiniennes », mémoire de Magister, Université de Tlemcen, juin 2009.

[14] : Bullier J Architecture fonctionnelle du système visuel, Année 1998.

[15] : Bellal Salah Eddine. « Reconnaissance d'objets dans une image », mémoire magister, Université de Batna, 2012.

[16] : J.P. Cocquerez et S. Philipp, « Analyse d'images : filtrage et segmentation ». Masson, Année 1995.

[17] : S.Chaudhuri, S.Chatterjee, N.Katz, M.Nelson, M.Goldbaum. « Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters ». IEEE Transactions on Medical Imaging 8, pp 263–269, 1989.

[18] : Etienne Corteel et Jérôme Lavadou, « Comparaison entre les filtres de Tomita/Tsuji et de Nagao/Matsuyama ».Projet MBA I - Mars 2000.

[19]: Elizabeth Berry. « A practical Approach to Medical Image Processing ». Edition Taylor et Francis Group.2008.

[20]: Bernd Jahne, « Digital Image Processing », édition 2002.

[21] : A.Bessaid, A.Feroui and M.Messadi, « Detection of Blood Vessels from Retinal images Using Watershed Transformation », Journal of Mechanics in Medicine and Biology, Vol. 9, No. 4, 2009, 633-642.

[22] :L. Vincent. « Algorithmes Morphologiques à Base de Files D'attente et de Lacets. Extension aux graphes. », Thèse de Doctorat, Ecole des Mines de Paris, Mai 1990.

[23]: Puecker T.H., Douglas D.H. « Detection of Surface- Specific points by local Parallel processing Of Discrete terrain Elevation data. », Computer Graphics and Image Processing, 4, 375-387, 1975.

[24] <http://www.tsi.enst.fr/pages/enseignement/ressources/beti/lpe2/marqueurs/marqueurs.htm>

[25] : Jean Pierre Cocquerez et Sylvie Philipp. Analyse d'images : filtrage et segmentation. Masson, 1997.

[26] : Boucherk Kahina « Traitement d'image pour l'extraction et l'analyse du réseau vasculaire et application en biométrie et imagerie médicale », mémoire de magister, Université de Tizi Ouzou.

[27] : H.Belhamra, S.Melzi. « La segmentation d'image par croissance de région ». ESI. 2010.

[28] : Belarouci Sara ,Benmokhtar Sara « Méthode coopérative pour la segmentation d'images IRM cérébrales basée sur les techniques FCM et Level Set », mémoire de Master, Université de Tlemcen, juillet 2012 .

[29] : J.-P.COCQUEREZ et S.PHILIPP, « Analyse d'images : filtrage et segmentation », page3 -266, Paris, février 2003.

[30] : Echegut Romain, cours de méthodes de segmentation, 2010.

[31]: Linda G. Shapiro et George C. Stockman, « Computer Vision », Prentice Hall, 2002.

[32]: N.Otsu. « Threshold selection method from gray level histograms ». IEEE transactions on systems, Man and Cyber Netrics, Vol.9, N°1, p 62-66. 1979.

[33] : Faicel Chamroukhi. Cours de Methodes de classication pour la segmentation d'image, 2011,2012.

[34] : Faicel Chamroukhi, cours de Classification supervisée : Les K-plus proches voisins, année 2012,2013.

[35] : Eve Mathieu-Dupas, « Algorithme des K plus proches voisins pondérés (WKNN) Et Application en diagnostic », SysDiag, Unité Mixte de Recherche CNRS-BIO-RAD 1682 Rue de la valsière, CS61003 34184 Montpellier Cedex 4.

[36]: V.B.Soaes, J.J.G.Leandro. « Retinal vessel segmentation using the 2D Gabor wavelet and supervised classification ». IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 25,

[37]: Diego Marín, Arturo Aquino. « A New Supervised Method for Blood Vessel Segmentation in Retinal Images by Using Gray Level and Moment Invariants-Based Features ». IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 30, JAN 2011.

[38]: G.G.Gardner, D.Keating, T.H.Williamson, A.T.Elliott. « Automatic detection of diabetic retinopathy using an artificial neural network: A screening tool », British Journal of Ophthalmology: pp 940-944, 1996.

[39] : Bernd Jahne, « Digital Image Processing », édition 2002.

[40] : Ouarda Assas. « Classification floue des images », Thèse de doctorat, Université de Batna, 2013.

[41] : Elizabeth Berry. « A practical Approach to Medical Image Processing ». Edition Taylor et Francis Group.2008.

[42] : Bhuiyan.A, Nath.B. « Blood vessel segmentation from color retinal images using unsupervised texture classification ». IEEE International Conference. Image Processing, pp 521–524, 2007.

[43]:Ahlem.Bougarradh, Slim.Mhiri, Faouzi.Ghorbel. « Segmentation non supervisée d'images angiographiques de la rétine par le système de Pearson et le rééchantillonnage bootstrap ». Ecole Nationale des Sciences Informatiques (ENSI) Campus Universitaire de Manouba, 2010 Tunisie.

[44] : H.Belhamra, S.Melzi. « La segmentation d'image par croissance de région ». ESI. 2010.

[45]: Chen-Chan, J.K. AggarwalChu. « The integration of image segmentation maps using region and edge information ». IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 15, n° 12, pp. 1241-1252. 1993.

[46] : F.Bellet. « Une approche incrémentale à base de processus coopératifs et adaptatifs pour la segmentation des images en niveaux de gris ». Institut National Polytechnique de Grenoble. Thèse de doctorat. 1998.

[47] : Arturo Aquino Martín ; Fundus Digital Image Processing: « Automated Segmentation of the Main Retinal Anatomical Structures »; thèse de doctorat; Universidad De Huelva; février 2011.