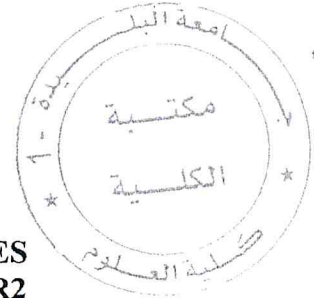


MA-004-222-1

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

Université de SAAD DAHLAB de Blida  
Faculté des science  
Département informatique  
Laboratoire de Recherche de traitement du signal et de l'image



MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES  
pour obtenir le Diplôme de MASTER2

OPTION :

Ingénierie du Logiciel

Thème:

# Systeme d'aide au diagnostic médical pour le suivi à distance de la rétinopathie diabétique

THÈME PROPOSÉ ET ENCADRÉE PAR : TRAVAIL Réalisé par:

Mme BENBLIDIA Nadja  
Mme BELHADI Soumia

KHALI Imene  
BELAID Billel

MA-004-222-1

2013/2014



# Remerciement

Avant de présente notre travail, il est de notre devoir d'exprimer nos remerciements tout d'abord à dieu tout puissant qui nous a donne la force pou réalise ce travail et puis nos parents qui nous ont été un grand soutien pendant toute la période de nos études et dés le début de ce travail.

Nous tenant aussi à grands remerciements et respects à :

M<sup>me</sup> BENBLIDIA Nadjia: notre encadreur

et

M<sup>me</sup> BELHADI Soumia: Promotrice de notre mémoire  
de nous avoir encouragé et guider.

Sans oublie de présente nos grands remerciements à :

Mr OULD AISSA AHMED

les médecins de l'ophtalmologie

Qui nous ont vraiment aidé et facilités la tache par leurs conseils.

Nous remercions chaleureusement les autres membres d'avoir accepté de participer au jury.

Enfin nous tenant à remercier tout les personnels de laboratoire de traitement du signal et de l'image.





# DEDICACE

Avec un grand cœur plein de chaleur, je dédie ce mémoire, aux êtres qui me sont  
les plus chers:

A mon cher père en signe de ma profonde reconnaissance pour sa veille sur mon  
éducation, ses encouragements et pour m'avoir permis de réaliser mes études  
dans les meilleurs conditions.

A ma chère mère, la source d'amour qui me soutient dans toutes les conditions  
et surtout encourage tout au long de ce travail.

A ma très chère tante **HOURIA** qui a toujours soutenu moi pour arrivée a cette  
journée.

A mes cher frères **MOHAMED** et **ISLAM** et  
Ma sœur **OMAIMA** et ma belle petite sœur **SARAH**  
Ma cousine **MONI** et Mes cousins **FOUAD** et **AZOU**  
Ma grande mère.

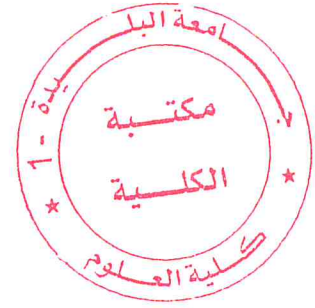
A Mes amies d'enfants **NAIMA** et **HAKIMA**.  
Mes amies des études **FATIMA**, **IMENE**, **KHAWLA**, **SAFIA**,  
**NESSRINE**, **AFAF**, **ABDOU**, **MONIA**, **BILLEL**, **ANES**.

A toute la promo d'ingénierie du logiciel 2014.  
A tous ceux qui m'ont soutenu pendant toute la durée de mes études.



**KHAWLA IMENE**

# SOMMAIRE



1. Introduction générale	1
2. Problématique	2
3. Objectifs	3
4. Résumé	4

## *Chapitre I : le contexte biomédical*

<b>1. Introduction</b>	<b>5</b>
<b>2. Anatomie de l'œil</b>	<b>5</b>
<b>3. Acquisition des images rétiniennes</b>	<b>10</b>
3.1 La rétinographie	10
3.2 L'angiographie rétinienne à la fluorescéine	11
3.3 Les différents types de clichés utilisés dans le diagnostic de la(RD)	13
3.3.1 Image de couleur	13
3.3.2 Image filtrée	13
3.3.3 Image couleur stéréo	13
3.3.4 Angiographie à la fluorescéine	14
<b>4. La rétinopathie diabétique</b>	<b>14</b>
4.1 Etiopathogénie et physiologie de la rétinopathie diabétique	16
4.2 Classification de la rétinopathie diabétique	16
4.3 Quels sont les symptômes de la rétinopathie diabétique	18
4.4 Rétinopathie et mortalité	19
4.5 Traitement de la rétinopathie diabétique	19
<b>5. L'analogie entre les images rétiniennes et la réalité physiologique</b>	<b>20</b>
<b>6. La Télémedecine</b>	<b>21</b>
<b>7. Conclusion</b>	<b>22</b>

## *Chapitre II : Les techniques de recalage d'image*

<b>1. Introduction</b>	<b>19</b>
<b>2. Principe de recalage</b>	<b>19</b>
<b>3. Pourquoi faire le recalage ?</b>	<b>20</b>



<b>4.</b>	<b>L'importance du recalage en imagerie médicale</b>	<b>20</b>
<b>5.</b>	<b>Recalage des images rétiniennes</b>	<b>20</b>
<b>6.</b>	<b>Les attributs de recalage (espace de caractéristique)</b>	<b>21</b>
6.1	Les méthodes géométriques du recalage	21
6.2	Les méthodes denses du recalage	22
6.3	Les méthodes mixtes de recalage	23
<b>7.</b>	<b>Critère de similarité</b>	<b>23</b>
7.1	Distances entre primitives géométriques	24
7.2	La méthode SURF	24
7.3	Critères de similarité denses	25
<b>8.</b>	<b>Espace de recherche</b>	<b>26</b>
8.1	Modèles de déformation	26
8.2	Modèles linéaires globaux	27
8.2.1	Transformation rigide	27
8.2.2	Transformation métrique	27
8.2.3	Transformation affine	28
8.2.4	Transformation projective	28
8.2.5	Transformation orthogonale	28
8.2.6	Similitude ou rigide	33
8.3	Modèle non linéaires	33
8.3.1	Polynomiale	33
8.3.2	Elastique	34
<b>9.</b>	<b>Conclusion</b>	<b>34</b>

### *Chapitre III: La méthodologie de notre système*

<b>1.</b>	<b>Introduction</b>	<b>30</b>
<b>2.</b>	<b>Les étapes de notre système</b>	<b>30</b>
<b>3.</b>	<b>La conception</b>	<b>32</b>
3.1	Diagramme de cas d'utilisation	33
3.2	Diagramme de classe	34
3.3	Traduction du modèle objet en Base de données relationnelles	34
<b>4.</b>	<b>Le Recalage</b>	<b>35</b>
4.1	Extraction et description des points d'intérêts	36



4.2	Extraction les caractéristiques des points d'intérêt	37
4.3	Mise en correspondances de points d'intérêts	38
4.4	Transformation géométrique	39
<b>5.</b>	<b>Tortuosité</b>	<b>40</b>
5.1	Image segmentée	41
5.2	Détermination de la ligne centrale des vaisseaux (squelettisation)	41
5.3	Détection automatique des points de bifurcation	42
5.4	Détection des segments de vaisseaux	43
5.5	Excentricité des vaisseaux	44
<b>6.</b>	<b>Conclusion</b>	<b>47</b>

### *Chapitre IV: Réalisation*

<b>1.</b>	<b>Introduction</b>	<b>48</b>
<b>2.</b>	<b>L'environnement de développement</b>	<b>48</b>
2.1	Matlab	48
2.2	Php	48
2.3	Xampp serveur	48
		49
2.4	MySQL	49
<b>3.</b>	<b>Système</b>	<b>50</b>
3.1	Vue globale	50
3.2	Vue interne	51
<b>4.</b>	<b>Fonctionnalités du système</b>	<b>52</b>
	Conclusion générale	58
	Bibliographie	59



## *Liste des figures :*

Figure 1.1	L'œil	5
Figure 1.2	La rétine	8
Figure 1.3	La rétinographie et les images traitées par cet appareil	10
Figure 1.4	Schéma de principe de l'angiographie	10
Figure 1.5	L'angiographie et les images traitées par cet appareil	11
Figure 1.6	Image couleur la rétine	12
Figure 1.7	Images d'angiographie rétinienne à la fluorescéine	12
Figure 1.8	Une rétinopathie diabétique pré-proliférative	14
Figure 1.9	Une rétinopathie diabétique proliférative	14
Figure 1.10	Un œdème maculaire diabétique	15
Figure 1.11	La réfraction de la lumière dans les différentes couches de la rétine	17
Figure 2.1	Principe général du recalage de l'image Irefca sur Iref	19
Figure 2.2	Recalage géométrique d'une image	21
Figure 2.3	Un réseau vasculaire d'une image rétinienne et sa carte de distance	24
Figure 2.4	Exemples synthétiques illustrant l'effet de différents types de transformation	27
Figure 2.5	Transformation élastique	29
Figure 3.1	Synoptique de la méthodologie	31
Figure 3.2	La conception de système	32
Figure 3.3	Diagramme de cas d'utilisation globale	33
Figure 3.4	Diagramme de class	34
Figure 3.5	Les étapes de recalage	35
Figure 3.6	Extraction les points d'intérêts	36
Figure 3.7	Orientation	38
Figure 3.8	Comparaison des points d'intérêts	39
Figure 3.9	Transformation affine	39
Figure 3.10	Etapes de tortuosité	40
Figure 3.11	Résultat de la détermination des lignes centrales des vaisseaux	42
Figure 3.12	Exemple de points de jonction	43
Figure 3.13	Points de jonction et segments de vaisseaux	43
Figure 3.14	Les segments de vaisseaux	44



Figure 3.15	Objets de synthèse et leur excentricité	45
Figure 3.16	Tortuosité	46
Figure 4.1	Cycle d'une demande Web qui implique PHP	48
Figure 4.2	xampp_serveur	49
Figure 4.3	vue globale du système	50
Figure 4.5	Formulaire d'authentification	52
Figure 4.6	Page_Accueil	53
Figure 4.7	Page_Consultation	54
Figure 4.8	Page_Traitement	55
Figure 4.9	Page_stat	56

# INTRODUCTION GÉNÉRALE

## Introduction générale

Le terme rétinopathie s'applique à tout dommage infligé aux vaisseaux sanguins de la rétine. Située au plus profond de l'œil, la rétine pourvoit l'appareil circulatoire d'une fenêtre. Son exploration permet à un médecin d'examiner un échantillon des vaisseaux sanguins de l'organisme et de détecter les signes précoces de complications d'un diabète ou d'une pression artérielle élevée ainsi que d'autres affections. Il existe un nombre important de situations ou de maladies pouvant être suivies d'une modification de forme des vaisseaux de la rétine. Seul un suivi fréquent et régulier peut permettre l'évaluation des risques d'une perte sévère de la vision encourus par les patients. Jusqu'à présent, les ophtalmologistes en Algérie utilisent les images d'angiographie rétinienne en fluorescence et les images de la rétinographie pour analyser les modifications de forme des vaisseaux de la rétine. Une telle tâche est fastidieuse et parfois subjective. Toute procédure automatique pouvant faciliter le processus de l'analyse présente un intérêt certain. Nous proposons de construire un système automatique pour l'aide au diagnostic de la rétinopathie diabétique à distance permettant le recalage et le calcul de la tortuosité des vaisseaux.



# Problématique

## Problématique

Pour pouvoir étudier l'évolution des lésions rétiniennes présentes au cours d'une rétinopathie, une comparaison des clichés rétiniens est effectuée. Mais due à la présence de plusieurs facteurs, à noter : les mouvements de l'œil du patient durant l'acquisition, le calibrage des rétinographies, ou encore l'angle de vue de la prise d'image rétinienne, le besoin d'une procédure de recalage est imminent. Ce type de recalage dit monomodal a pour but une évaluation post-traitement de la pathologie.

Problématique centrale en traitement et analyse d'images rétiniennes, la procédure du recalage est à réaliser en prenant en compte les contraintes suivantes : le fond de l'image non-uniforme, les mouvements de l'œil durant l'acquisition, l'angle de vue avec lequel l'image a été prise, divers bruits, la disparition de certaines structures anatomique ou encore l'apparition de nouvelles structures pathologiques au cours du temps et autres, et l'identification des paires de points correspondants. Notamment l'analyse de ces images à distance.

# Objectifs

La conception et le développement d'algorithmes de traitement d'images rétiniennes, afin de faciliter et d'améliorer le suivi de la rétinopathie diabétique consisté à :

- ✓ Développer un algorithme de recalage permettant d'aligner les différentes acquisitions. Consiste à identifier dans les deux images, les structures communes, puis à les mettre en correspondance, et évaluer l'évaluation de la maladie par la comparaison des paramètres de forme des vaisseaux (tortuosité).
- ✓ Développer un système d'aide au diagnostic de la rétinopathie diabétique pour les populations isolées.



# Résumé

## Résumé

Le traitement des images médicales est une discipline riche et variée, dans laquelle les nombreuses méthodes existantes sont délicates à appliquer aux problèmes réels. Dans ce travail, nous présentons un système d'aide au diagnostic médical pour le suivi à distance de la rétinopathie diabétique, ce système est basé sur

- 1) le recalage de l'image rétinienne, qui consiste à identifier dans les deux images les structures communes, puis à les mettre en correspondance.
- 2) l'évaluation de la maladie par la comparaison des paramètres de forme des vaisseaux (tortuosité).

Finalement nous réalisons un serveur web, pour établir la communication entre le médecin et la plateforme de télémédecine développée dans le contexte de cette application.

## ABSTRACT

The treatment of medicals image it is big domain, riche and vary. But almost nombreux ways of this domain apply on real problem. In this project, we are present system help for medical diagnosis for remote monitoring of diabetic retinopathy, this system is drawing on:

1) Image registration is a vital problem in medical imaging. It has many potential applications in clinical diagnosis (retinal, liver, tissue... etc ). It is a process of aligning two images into a common coordinate, system thus aligning them in order to monitor subtle changes between them. Registration algorithms compute transformations to set correspondence between the two images.

2) Esteem the disease by compare the parameters for the shape of blood vessel (eccentricity).

Finely we will create a server that makes these treatments remotely.

# Chapitre 1

*Le Contexte  
Biomédical*



### 1. Introduction

L'œil humain présente plusieurs pathologies provocantes des troubles de la vision. Parmi ces pathologies nous pouvons citer en particulier la rétinopathie diabétique. Ce mémoire est une porte sur l'analyse des images rétiniennes, en vue d'une aide au diagnostic en ophtalmologie, il est nécessaire de connaître les bases biomédicales indispensables à la compréhension de ce travail.

Dans ce chapitre préliminaire, nous commençons par une description du fond d'œil notamment la rétine et ses éléments principaux, suivi par une présentation des différentes méthodes d'exploration de la rétine particulièrement la rétinographie et l'angiographie rétinienne numérisée en fluorescence, la troisième partie de ce chapitre sera dédiée à la description de la Rétinopathie Diabétique : l'épidémiologie et la physiopathologie de cette maladie, la quatrième partie est une considération sur le contenu de couleur dans les images du fond d'œil. Nous allons terminer ce chapitre par une petite vue sur la télémédecine.

### 2. Anatomie de l'œil

L'œil est l'un des cinq organes de sens du corps humain, c'est l'organe de la vue. Est une merveille de la nature, Miroir de nos émotions et de nos pensées secrètes. L'œil est une caméra réflexe composée de 13 éléments [1]. Il est de faible volume ( $6.5 \text{ cm}^3$ ), pèse 7 grammes, et a la forme d'une sphère d'environ 24 mm de diamètre (Figure 1.1), complétée vers l'avant par une autre demi-sphère de 8 mm de rayon, la cornée [2].

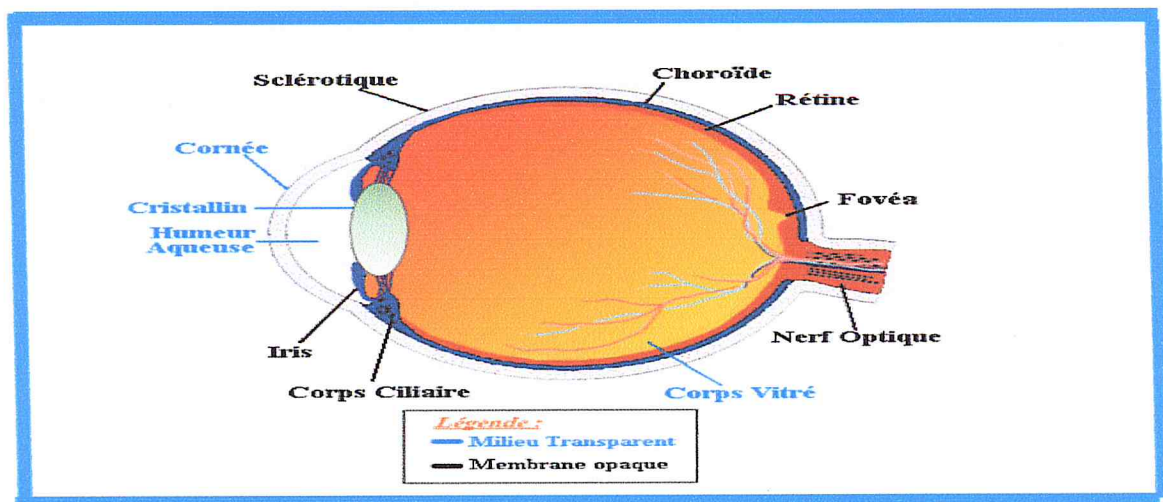


Figure 1.1 : L'œil [1]

La paroi du globe oculaire est formée de 3 tuniques :

- La tunique fibreuse, externe, se compose de la sclérotique opaque en arrière et de la cornée transparente en avant. La **sclérotique** est une membrane rigide qui donne sa forme à l'œil. Devant, elle devient la cornée. Membrane fibreuse, résistante, elle entoure et protège l'œil à l'extérieur tout en maintenant sa forme. La sclérotique forme ce que l'on appelle couramment "le blanc de l'œil". Elle est traversée par un grand nombre de petits canaux (artères, nerfs, veines) et, à l'arrière, par une ouverture où passent les fibres du nerf optique et qui s'appelle la lame criblée. La **cornée** constitue la lentille principale du système optique oculaire ; pour que ce tissu puisse remplir sa fonction il doit
- être transparent et tout concourt à assurer cette transparence. La cornée est enchâssée dans l'ouverture antérieure de la sclérotique. La frontière entre cornée et sclérotique, appelée limbe, est une zone semi-transparente qui a la particularité d'adhérer à la conjonctive, fine membrane qui couvre la face interne des paupières et la portion antérieure de la sclérotique. Tandis que la cornée est avasculaire, le limbe est richement innervé et vascularisé.
- La tunique uvéale, dite aussi uvée, se compose de trois éléments : l'iris en avant, le corps ciliaire et la choroïde en arrière. **L'iris** est la portion la plus antérieure de l'uvée ; il est de structure pigmentée, donnant sa couleur à l'œil et percé d'un trou, la pupille. La contraction ou la dilatation réflexe règle la quantité de lumière pénétrant dans l'œil par **la pupille**. Il est situé dans l'humeur aqueuse entre la cornée et le cristallin, séparant ainsi la chambre antérieure de la chambre postérieure de l'œil il peut ne mesurer que 1 à 2 mm de diamètre en lumière intense pour atteindre 8 mm dans l'obscurité [1]. L'iris est innervé par des fibres du système nerveux qui activent les muscles dilatateurs et sphincters responsables de la dilatation et de la constriction pupillaires. Le **corps ciliaire** est représenté par un épaissement de l'uvée situé en couronne derrière l'iris. C'est un anneau de tissu musculaire qui produit une substance liquide appelée humeur aqueuse ; ses muscles maintiennent le cristallin, et en modifient la forme. La **choroïde** est une couche vasculaire, tapissant l'intérieur du globe. C'est le tissu nourricier de



l'œil : il apporte l'oxygène et les nutriments dont les cellules ont besoin pour leur métabolisme.

- La tunique nerveuse se compose de la rétine, que nous étudierons précisément plus tard. C'est elle qui traduit les rayons lumineux en influx nerveux.

Ces tuniques enferment des milieux transparents, indispensables à la vision. Ces milieux transparents sont au nombre de trois et forment une lentille convergente.

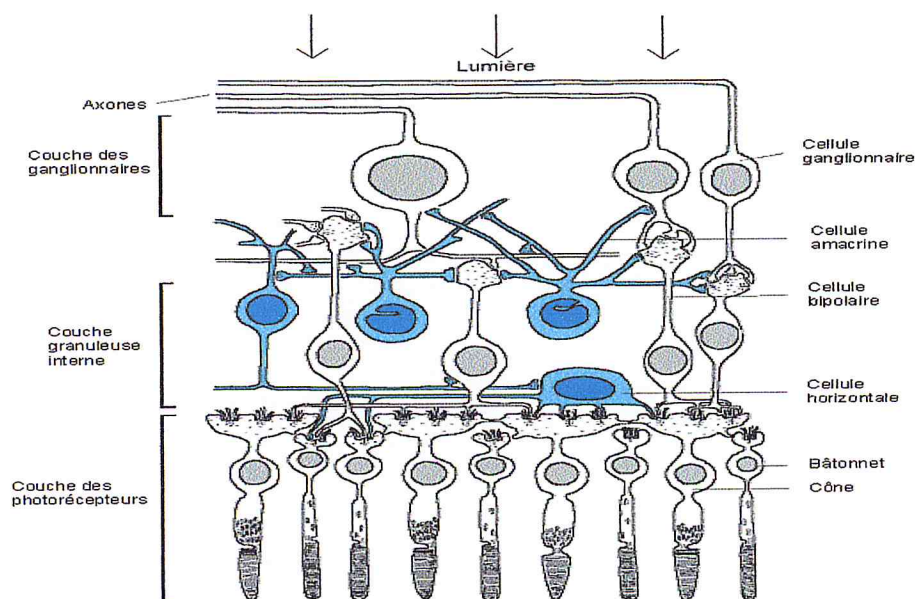
- **L'humeur aqueuse** : c'est un liquide transparent qui remplit l'espace entre la cornée et le cristallin, liquide continuellement renouvelé et qui, avec le corps vitré, maintient la pression oculaire. S'il y a trop de pression oculaire, il y a une mauvaise irrigation sanguine de la papille, le lieu d'émergence du nerf optique.
- **Le nerf optique** : La transmission des informations vers le cerveau est opérée par le nerf optique. 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 l'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 [1]**.
- **Le cristallin** : c'est la lentille de l'œil qui permet la mise au point par sa propriété essentielle qu'est sa plasticité qui lui permet de focaliser la lumière sur la rétine en modifiant ses courbures lors de l'accommodation. De forme biconvexe, flexible et transparent, il est situé à l'intérieur du globe oculaire. Sa partie antérieure est en contact avec l'humeur aqueuse et sa partie postérieure avec le corps vitré. Il est maintenu en place par une série de fibres amarrées au corps ciliaire.
- **Le corps vitré** : c'est une masse gélatineuse et transparente, contenant 99% d'eau et représentant 60% du volume oculaire. Le corps vitré maintient la rétine contre les parois de l'œil [1].

Nous venons donc de voir que l'œil est constitué de trois membranes : la sclérotique, la choroïde et la rétine, et de trois milieux transparents : l'humeur aqueuse, le cristallin

et le corps vitré. Les membranes hétérogènes et opaques, sauf pour la cornée, sont à la périphérie de l'œil. En revanche, les milieux transparents, homogènes, sont au centre de l'œil, garantissant l'acheminement des rayons lumineux à l'écran rétinien.

### 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. Elle est très vascularisée (Figure 1.2), important réseau de veines et artères [3].



*Figure 1.2 : La rétine [1]*

Elle est composée de centaines de millions de cellules nerveuses : **les cônes et les bâtonnets**. Les cônes et les bâtonnets sont des cellules photo réceptrices. On a beaucoup plus de bâtonnets (130 millions) que de cônes (6-7 millions). Les cônes ont besoin de plus de lumière que les bâtonnets pour être excités. Ils réagissent plus en éclairage diurne qu'en éclairage nocturne. Les bâtonnets ont besoin de beaucoup moins de lumière pour produire un potentiel récepteur, ils assurent la vision nocturne. Il existe 3 sortes de cônes qui réagissent à des longueurs d'onde différentes : bleu,



vert, rouge. Les cônes sont donc responsables de la vision des couleurs. Les bâtonnets ne participent pas à la vision des couleurs.

Dans la rétine il y a la rétine périphérique et la rétine centrale ou la macula. La macula est le responsable de notre vision diurne à cause des cellules qui la constitue (les cônes) tandis que la rétine périphérique est la responsable de la vision nocturne à cause des bâtonnets. Le diamètre des cônes est beaucoup plus petit que celui des bâtonnets.

Plus on s'éloigne de la partie centrale (la macula), plus les cônes se font rares et leur diamètre augmente. Dans la zone elliptique centrale se trouve le maximum de cônes. Cette zone qui permet une vision très précise, mesure 3 mm dans le grand axe et 2 mm dans le petit axe. Elle s'appelle la macula. **La macula**, tâche jaune, apparaît située au centre du pôle postérieur comme une fine excavation.

### **La fovéa :**

Est une région de la rétine située dans **la macula**, près de l'axe optique de l'œil. Cette région est de la plus haute importance pour la vision. C'est elle qui donne la vision la plus précise, en éclairage diurne, c'est-à-dire pendant la journée. Quand nous fixons un objet, nous tournons les yeux de façon à aligner l'image sur cette partie de la rétine. La fovéa est la partie centrale de la macula. Elle mesure 1300 à 1500 microns. Elle contient 400 000 cônes [3]. Les cônes ont besoin de plus de lumière que les bâtonnets pour être excités. Les cônes réagiront plus en éclairage diurne qu'en éclairage nocturne. Les bâtonnets ont besoin de beaucoup moins de lumière pour réagir, ils assurent la vision nocturne.

### **3. Acquisition des images rétiniennes**

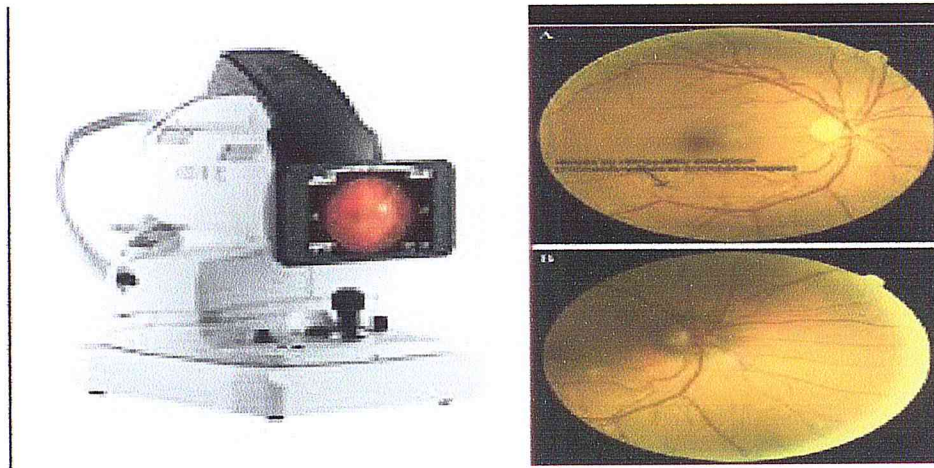
La création des images rétiniennes adoptées sur deux appareils, qui sont :

#### ***3.1 La rétinographie***

Les rétinographies non mydriatiques sont les appareils de choix pour le dépistage de la RD. En effet, ils sont faciles d'emploi, et ils permettent la prise de photographies sans dilatation pupillaire. Il est difficile d'indiquer leurs caractéristiques précises, compte tenu de l'évolution technologique très rapide de ces appareils, permettant de prendre des photographies ayant une résolution de plus en plus grande. Néanmoins, leur résolution doit être suffisante pour permettre l'identification des lésions



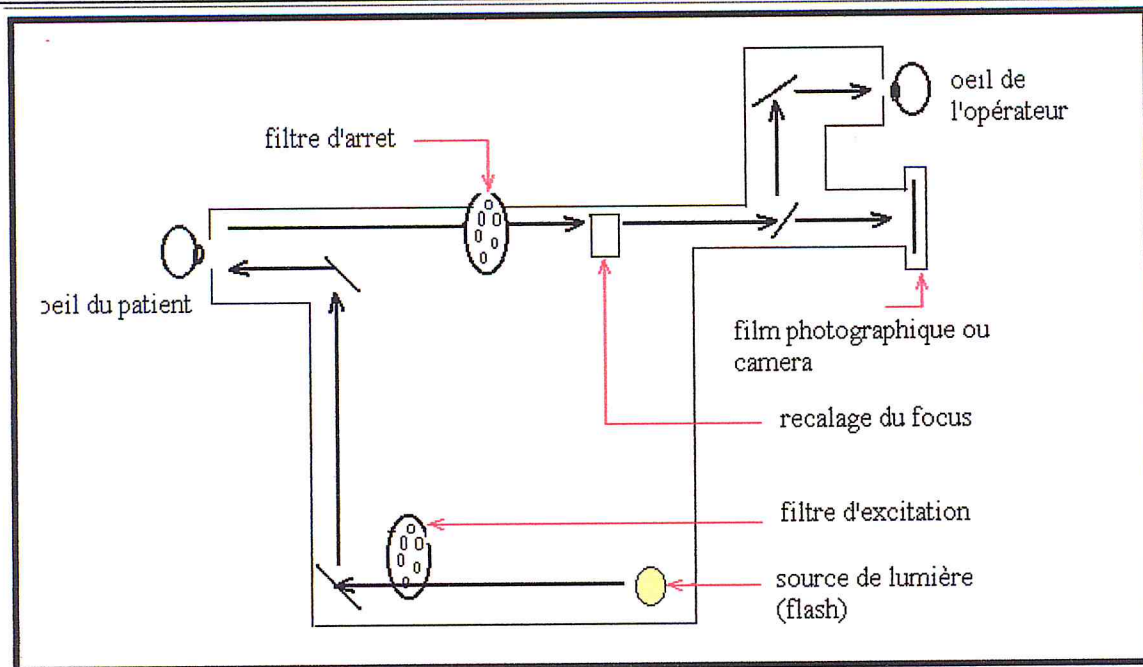
élémentaires de la RD (micro anévrysmes, néo vaisseaux pré rétiniens ou pré papillaires, anomalies micro vasculaires intra rétiniennes). Les rétino-graphies doivent permettre l'acquisition d'images au minimum sur 45° horizontalement et 40° verticalement. Peut s'effectuer en lumière visible ou infrarouge, la lumière infrarouge permet d'examiner l'œil avec une dilatation naturelle [4]. L'écran de visualisation des images à l'acquisition ne sert qu'au contrôle de qualité des images, il peut s'agir d'un simple écran.



*Figure 1.3 : La rétino-graphie et les images traitées par cet appareil [4].*

### *3.2 L'angiographie rétinienne à la fluorescéine*

L'angiographie est l'appareil utilisé pour un examen d'angiographie rétinienne (figure 1.5). La technique consiste à prendre des photographies de la rétine sur un intervalle de temps d'une dizaine de minutes, la figure (1.4) présente le schéma du principe de fonctionnement de l'angiographie.



*Figure 1.4: Schéma de principe de l'angiographie [5]*

L'angiographie est muni d'un support de filtres afin de choisir différents types de lumière (bleue, verte, rouge) qui sera projetée sur la rétine qui réfléchit une image dont seule la longueur d'onde sélectionnée par un filtre d'arrêt est reçue par une camera CCD ou un film photographique [5]. Pour obtenir un meilleur contraste et un aspect fonctionnel des structures rétiniens (arbre vasculaire, dépôts lipidiques, structures pathologiques), on utilise un produit de contraste injecté dans la circulation sanguine. Il s'agit de la fluorescéine en lumière visible et du vert d'indocyanine en infrarouge.

Différentes techniques d'imagerie peuvent être utilisées [5] :

1. éclairage par un flash de lumière visible :

- Photographie noir et blanc avec utilisation de divers filtres colorés pour sélectionner la meilleure représentation des structures anatomiques,
- Diapositive couleur (avant injection du produit de contraste) : superposition des différentes informations sur la même photographie.

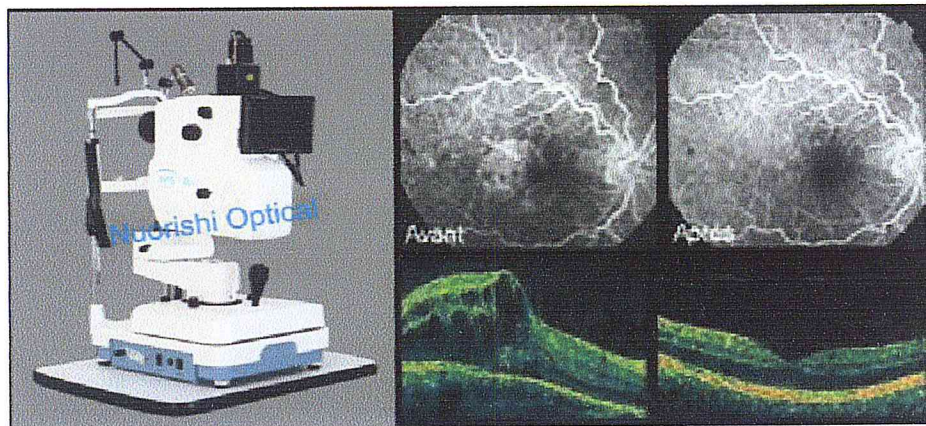
2. Balayage par un faisceau laser (Scanning Laser Ophtalмосcope) : L'image obtenue est fonction de la longueur d'onde du faisceau utilisé :

- Lumière visible : Structures rétiniennes.
- Lumière infrarouge : Structures choroïdiennes (couches profondes).



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

L'angiographie est une technique d'imagerie utilisée en routine clinique, elle présente de nombreux avantages : non invasive, a-traumatique et permet une bonne visualisation du réseau vasculaire rétinien par injection du produit de contraste ; il est ainsi possible de mettre en évidence l'aspect fonctionnel de la rétine et de sa circulation sanguine [5].



*Figure 1.5 : L'angiographie et les images traitées par cet appareil [5]*

### **3.3 Les différents types de clichés utilisés dans le diagnostic de la(RD)**

Les clichés utilisés dans le diagnostic sont :

**3.3.1 Image de couleur :** Le médecin peut réaliser une simple photographie en couleur du fond d'œil, en utilisant une caméra du fond d'œil fournissant directement des images digitales ce qui simplifie le stockage et permet un traitement d'images direct (rétinographie).



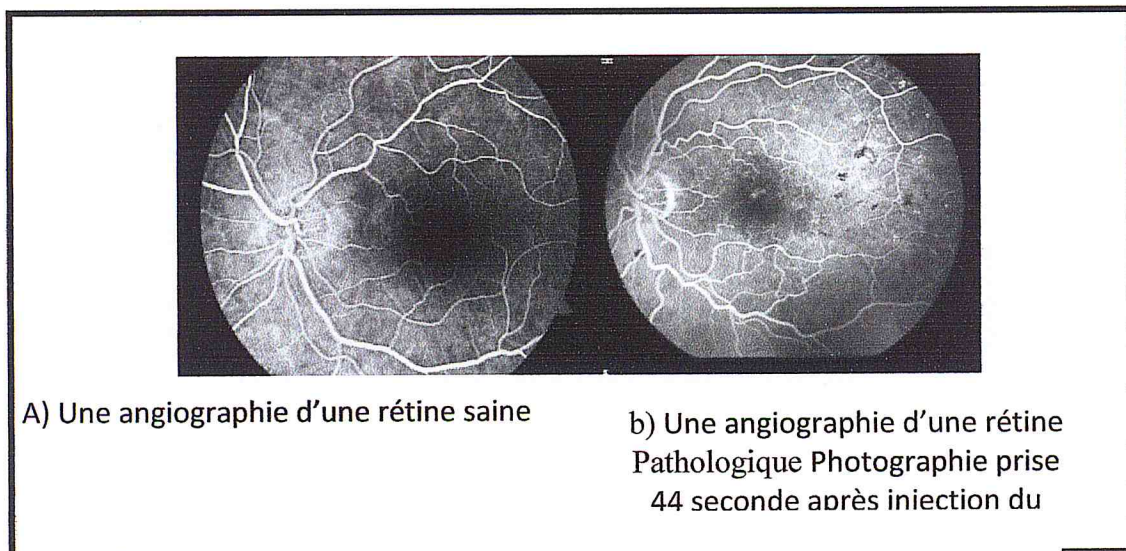
*Figure 1.6 : Image couleur de la rétine [4]*



**3.3.2 Image filtrée :** Au lieu de prendre une image couleur, on peut également utiliser le filtre vert puisque les vaisseaux, les micros anévrismes et les hémorragies apparaissent plus contrastés dans ce canal.

**3.3.3 Image couleur stéréo :** Il s'agit d'une paire d'images couleur qui sont prises sous des angles différents, ou avec une caméra décalée parallèlement.

**3.3.4 Angiographie à la fluorescéine :** Dans cette méthode, un produit de contraste est injecté par voie intraveineuse. Ce produit est diffus dans le système sanguin. En prenant une série de photos sous lumière ultraviolette, on obtient des images correspondant aux différentes phases de propagation dans la rétine.



Dans no *Figure 1.7 : Images d'angiographie rétinienne à la fluorescéine [5]* phie.

### 4. La rétinopathie diabétique

La rétinopathie diabétique est un problème oculaire qui se développe en association au diabète. A cause des taux élevés sanguins de sucre, les vaisseaux nourriciers de la rétine se détériorent. Cette détérioration peut permettre à du liquide ou à du sang de s'échapper des vaisseaux et provoquer une néoformation de vaisseaux ramifiés. La vue peut être sérieusement altérée et même perdue si le problème n'est pas traité spécifiquement. [6].

#### *4.1 Etiopathogénie et physiologie de la rétinopathie diabétique*

La rétinopathie diabétique est une maladie due à une lésion des capillaires rétiens la micro-angiopathie. Elle dépend de l'ancienneté du diabète, du mauvais équilibre glycémique et des autres facteurs de risque vasculaire (hypertension artérielle : HTA,

tabac..). La micro-angiopathie touche les capillaires rétiniens : leur tortuosité augmente et leur résistance est altérée suite à un épaissement de leur paroi. Cette micro-angiopathie a 2 conséquences : hyperperméabilité capillaire responsable de fuite intra rétinienne de plasma (œdème) ou de globules rouges (hémorragies), et occlusion capillaire responsable d'ischémie de la rétine [5]. Cette redoutable ischémie va déclencher la formation de néo-vaisseaux fragiles et anarchiques, vont alors être responsables de complications : hémorragies intra-rétiniennes, hémorragies dans le vitré, décollement de la rétine, glaucome néo-vasculaire.

### *4.2 Classification de la rétinopathie diabétique*

La rétinopathie diabétique apparaît 7 à 10 ans après le début du diabète. Elle débute par un stade de **rétinopathie diabétique non proliférant**, caractérisée par la présence de micro-anévrismes et d'hémorragies rétiniennes [7].

**Les micro-anévrismes :** Les micro-anévrysmes sont des ectasies développés à partir d'un capillaire rétinien. Ils ont été décrits par Mackenzie et Nettleship il y a plus de cent ans. Ils ont un diamètre de 12 à 100  $\mu\text{m}$  mais seuls ceux de plus de 30  $\mu\text{m}$  sont perceptibles à l'ophtalmoscopie où ils apparaissent comme de petites taches rouges lorsqu'ils sont récents [5]. Après maturation, ils peuvent devenir jaunâtres car leur paroi s'épaissit, leur lumière diminue et les globules rouges y sont plus difficiles à voir.

#### **Les hémorragies rétiniennes :**

- Les hémorragies ponctiformes : elles sont superficielles, de petite taille, de forme circulaire et aux bords nets. Dans des images couleur, elles ressemblent souvent aux micro-anévrismes tout en étant un peu plus grandes, alors qu'en angiographie, il est facile de distinguer ces deux lésions.
- Les hémorragies en flammèches : elles sont situées dans la couche des fibres optiques, elles sont de forme allongée.
- Les hémorragies en taches : elles sont dues à une occlusion capillaire dans une couche profonde. Elles témoignent d'une ischémie rétinienne. Elles apparaissent comme des taches rouges aux bords irréguliers pas toujours très nets et de taille variée.

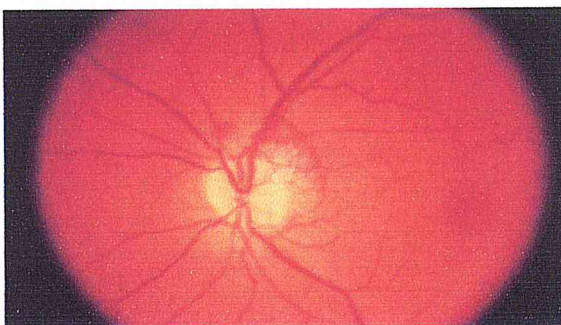


Dont le nombre augmente progressivement avec le temps. L'ischémie rétinienne périphérique apparaît et s'étend progressivement. Lorsque l'ischémie est déjà très étendue mais qu'il n'y a pas encore de néo-vaisseaux, on parle de **rétinopathie diabétique non proliférante sévère** [7] (ou pré proliférante figure (1.8)).



**Figure 1.8 : Une rétinopathie diabétique pré-proliférante [6]**

A ce stade il existe un risque élevé d'apparition de néo-vaisseaux à la surface de la rétine. On peut alors proposer un traitement préventif par laser qui évitera l'apparition des néo-vaisseaux [8]. Lorsque des néo-vaisseaux sont déjà apparus à la surface de la rétine ou de la papille, on parle de **rétinopathie proliférante** Figure (1.9).

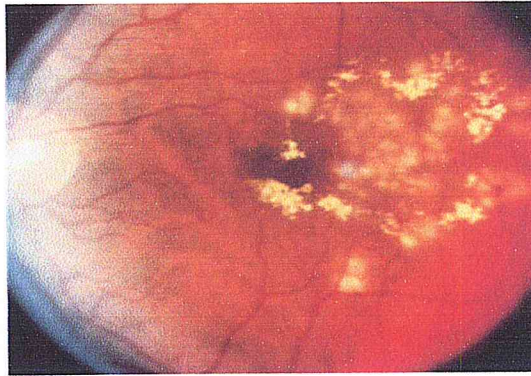


**Figure 1.9 : Une rétinopathie diabétique proliférante [6]**

Ce sont les néo-vaisseaux qui sont responsables des complications pouvant entraîner la cécité : ils peuvent saigner, entraînant une hémorragie à l'intérieur de l'œil (*hémorragie intra-vitréenne*), et / ou se rétracter et provoquer un décollement de la rétine. A un stade ultime de la rétinopathie diabétique proliférante, lorsque l'ischémie rétinienne est très étendue, des néo-vaisseaux peuvent même proliférer à la surface de l'iris (*rubéoseirienne*) et conduire à un glaucome néo-vasculaire particulièrement grave pour l'avenir visuel de l'œil atteint. Au niveau de la macula, l'accumulation de liquide en provenance du : plasma sanguin, sérum, aboutit à la constitution d'un œdème maculaire.



**L'Œdème maculaire diabétique :** L'œdème maculaire diabétique (OMD) est une complication souvent associée à la RD et plus fréquente dans le diabète de type 2 [14] que dans le diabète de type 1[8]. Un OMD peut survenir à tout moment dans l'évolution de la RD et se caractérise par une dilatation veineuse, des anomalies de la micro-vascularisation intra-rétinienne et une rupture de la barrière hémato-rétinienne, avec une fuite de plasma des petits vaisseaux dans la macula (Figure (1.10)).



*Figure 1.10 : Un œdème maculaire diabétique [6]*

L'œdème peut s'accompagner d'**exsudats** qui sont secondaires à une diffusion de lipides à travers la paroi des micro-anévrysmes et des segments capillaires dilatés, et à leur précipitation dans la rétine. La présence d'un œdème signifie un épaissement de la rétine maculaire, au bout d'un certain temps, la distension du tissu rétinien maculaire épaissi par l'œdème provoque des lésions des cellules visuelles, et une baisse de la vue.

### *4.3 Quels sont les symptômes de la rétinopathie diabétique ?*

La rétinopathie diabétique peut rester silencieuse tout au long de son évolution. Les symptômes qu'elle entraîne surviennent tardivement et sont causées par ses complications. Il peut s'agir d'une baisse visuelle progressive dans un œil ou dans les deux, provoquée par l'œdème maculaire, ou bien d'une baisse de la vue brutale, le plus souvent unilatérale, due à une hémorragie intra-vitréenne compliquant une rétinopathie diabétique proliférante. Dans tous les cas, la baisse visuelle est indolore.

### *4.4 Rétinopathie et mortalité*

La présence et la gravité de la rétinopathie diabétique sont un facteur significatif du pronostic vital du patient diabétique. Caird [5] étudie les taux de mortalité chez les diabétiques selon le degré de gravité de la rétinopathie diabétique après 7 ans d'évolution :

- 4% de mortalité chez les sujets avec fond d'œil normal.
- 10% chez ceux ayant quelques micro-anévrysmes.
- 59% dans les cas d'hémorragies et exsudats ;
- 68% en cas de rétinopathie diabétique proliférante.

L'intervalle entre l'apparition de la cécité et le décès est de 3 à 5 ans, les principales causes de la mort sont la néphropathie (45%) et les complications cardiovasculaires (37%).

### *4.5 Traitement de la rétinopathie diabétique*

Les complications de la rétinopathie diabétique, qui sont la cause de malvoyance et de cécité, peuvent être prévenues par un traitement adapté : l'équilibre strict de la glycémie et de la tension artérielle permettent de diminuer l'incidence et de ralentir la progression de la rétinopathie diabétique [5]. Selon le degré d'évolution de la maladie, l'ophtalmologiste peut être amené à proposer un traitement complémentaire par photo-coagulation des lésions rétiniques au LASER. Le succès d'un traitement simple et efficace dépend essentiellement du moment où il est appliqué : la cécité ou la malvoyance ne peuvent être prévenues que si le traitement est appliqué précocement, donc dans un stade asymptomatique. Mais l'évolution des lésions liées à la rétinopathie diabétique se fait le plus souvent sans bruit au début, car



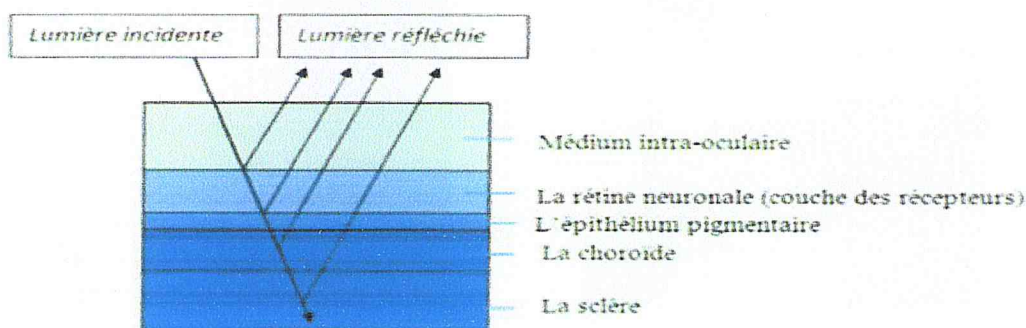
elles épargnent la partie centrale de la rétine. La vision ne commence à diminuer que lorsque la macula est elle-même atteinte, alors que la maladie évolue déjà silencieusement depuis longtemps. C'est dire l'intérêt de réaliser des bilans de routine chaque année, à la recherche de lésions insoupçonnées par le malade : la rétinopathie diabétique remplit tous les critères pour faire l'objet d'un dépistage de masse [5]. L'angiographie en fluorescence est indispensable lorsqu'il existe une rétinopathie diabétique. Elle est également pratiquée en dépistage chez les diabétiques ayant plus de 5 années d'évolution du diabète [5]. L'angiographie permet, en effet, de mettre en évidence des signes infra-cliniques de rétinopathie diabétique, ou des signes discrets qui peuvent échapper à l'examen bio-microscopique. Elle sert également de guide au traitement par photo-coagulation.

### 5. L'analogie entre les images rétiniennes et la réalité physiologique

Les images couleur sont bien adaptées par les médecins parce qu'elles correspondent effectivement à ce qu'ils verraient lors d'un examen du fond d'œil. Il est essentiel de savoir quelle information que chaque couleur nous apporte et d'où vient la couleur rouge de la rétine.

#### ✓ *L'interaction de la lumière avec le fond d'œil*

DELORI et PFLIBSEN ont montré que la réluctance du fond d'œil dépend de longueur d'onde de la lumière incidente. Elle est plus forte pour la partie rouge du spectre que les parties "vert et bleu": ce qui explique l'apparence rouge des images rétiniennes. Cela ne veut pas dire que dans le rouge, il y a plus d'informations ou plus de précision sur la rétine. Les rayons lumineux entrent dans la pupille : il y a une partie qui est transmise, une partie qui est absorbée et une partie réfléchi il s'agit de cette dernière partie de la lumière que l'on peut voir si l'on regarde le fond d'œil .Elle varie selon les caractéristiques de la couche réfléchissante : la concentration en hémoglobine, la profondeur [4].



**Figure 1.11: La réfraction de la lumière dans les différentes couches de la rétine [4]**



## **6. La Télémédecine**

La télémédecine regroupe les pratiques médicales permises ou facilitées par les télécommunications. C'est un exercice de la médecine par le biais des télécommunications et des technologies qui permettent la prestation de soins de santé à distance et l'échange de l'information médicale s'y rapportant, plus largement, on désigne aussi ce concept par de la télé-présence[9].

La télémédecine peut se définir aussi par l'OMS (organisation mondiale de la santé) comme l'utilisation des moyens et des techniques qui permettent à distance la pratique médicale [10].

### **✓ *Bénéfices pour les patients***

Les bénéfices de la télémédecine pour le patient sont nombreux, mais relèvent tous d'une meilleure qualité de prise en charge :

- Par un meilleur accès aux soins, notamment pour les patients en situation d'isolement ou d'éloignement géographique, ou confrontés à l'absence de professionnel de santé à proximité.
- Par un meilleur suivi médical, notamment pour les patients souffrant d'une pathologie chronique (diabète).
- Par une prise en charge plus rapide, notamment dans les situations d'urgence qui nécessitent le recours à l'expertise médicale (traumatismes crâniens, accident vasculaire cérébral).
- Faciliter les communications et transmission les informations des patients (profil, images, clichés rétinien, résultats, ....., etc).

## **7. Conclusion**

La rétine est la pièce maîtresse de l'œil. Elle constitue dans le système visuel humain, le capteur des images du monde environnant. Les altérations des vaisseaux de la rétine peuvent donc être préjudiciables à la vue. La structure vasculaire de la rétine ainsi que la rétinographie qui permet d'observer cette structure aux fins du diagnostic et/ou du traitement de la pathologie oculaire ont été présentés dans ce premier chapitre. La pathologie des vaisseaux de la rétine due à la présence du diabète, et qui peut être diagnostiquée par analyse des images de la rétinographie été également décrite. Il s'agit de la rétinopathie diabétique.

# Chapitre 2

*Techniques De  
Recalage  
D'images*



**1. Introduction**

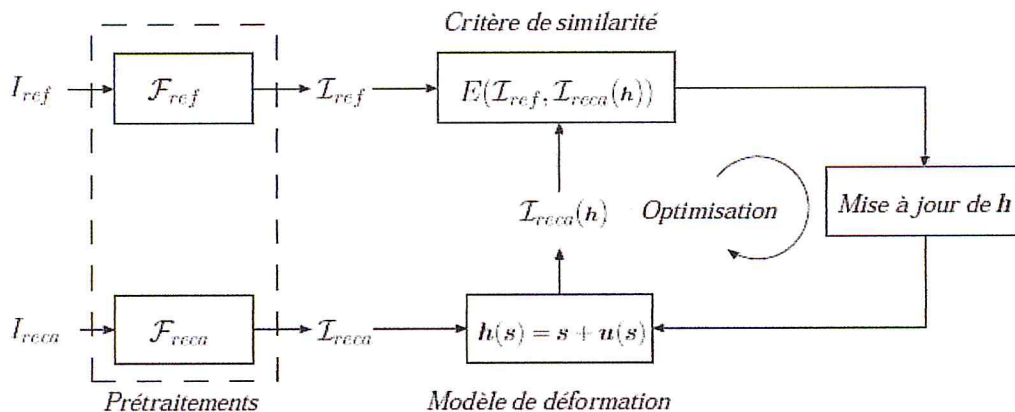
Il existe un nombre important de situations ou de maladies pouvant être suivies d'une modification de forme des vaisseaux de la rétine. Ont prouvé que seul un suivi fréquent et régulier peut permettre l'évaluation des risques d'une perte sévère de la vision encourus par les patients. Pour pouvoir étudier l'évolution des lésions rétinienne présentes au cours d'une rétinopathie, une comparaison des clichés rétinien est effectuée. Mais due à la présence de plusieurs facteurs, à noter : les mouvements de l'œil du patient durant l'acquisition, le calibrage des rétinoographies, ou encore l'angle de vue de la prise d'image rétinienne, le besoin d'une procédure de recalage est imminent. Ce type de recalage dit monomodal a pour but une évaluation post-traitement de la pathologie. Les cliniciens peuvent ainsi évaluer la pertinence d'un traitement en comparant les variations du volume des lésions traitées, ou encore, évaluer l'efficacité d'un traitement au laser antérieur.

**2. Principe de recalage**

Le recalage d'image Consiste à trouver une transformation spatiale permettant d'aligner une image (source) sur une autre (cible) [11].

Dès lors, un certain nombre de questions viennent à l'esprit : quelles informations utiliser pour guider le recalage ? Comment déformer une image ? Comment trouver la meilleure déformation ?

Ces questions mènent aux quatre critères caractérisant une méthode de recalage :



**Figure 2.1 : Principe général du recalage de l'image Ireca sur Iref**

Les images  $L_{reca}$  et  $L_{ref}$  sont construites grâce aux fonctions  $F_{reca}$  et  $F_{ref}$  par extraction des attributs des images  $I_{reca}$  et  $I_{ref}$ .

$L_{reca}$  Est déformation grâce à une transformation  $h$ . un critère de similarité  $E$  permet de quantifier la ressemblance entre l'image référence et l'image déformée. La phase optimisation consiste à déterminer la transformation optimale qui minimise  $E$ .

### **3. Pourquoi faire le recalage?**

- ✓ Le recalage vise à compenser les variations de mesure, variations géométriques (position du patient) et d'intensité
- ✓ Multiples sources d'information (Scanner, IRM, TEMP)
- ✓ Difficulté d'interprétation des images
- ✓ Aide au diagnostic
- ✓ Planification et suivi des traitements

### **4. L'importance du recalage en imagerie médicale**

En offrant la possibilité d'explorer le corps humain en 2 ou 3 dimensions, l'imagerie médicale in vivo apporte une aide importante au clinicien que ce soit à des fins diagnostics ou thérapeutiques. Par rapport au recalage d'images en imagerie médicale semble avoir une importance relative bien plus importante. Cela se comprend aisément, étant donné le nombre d'applications qui nécessitent de comparer des images médicales :

- la fusion d'information : des images de modalités différentes du même patient doivent être recalées.
- la mesure d'évolution : des images de même modalité du même patient, mais acquises à des instants différents, doivent être recalées.
- la comparaison d'individus : des images de même modalité, mais de sujets différents, doivent être recalées.
- le développement du matériel informatique, qui permet de mettre en œuvre des approches de plus en plus gourmandes en calcul.

### **5. Recalage des images rétinienne**

Le recalage d'images rétinienne acquises par le même capteur à des temps différents permet de suivre l'évolution de la maladie ou d'évaluer l'efficacité d'un traitement au laser antérieur. Le recalage d'images acquises au même moment par des capteurs différents permet d'identifier avec précision la nature des lésions. La fusion d'images sert à combiner ou à rehausser l'information pathologique, ce qui permet de poser un d'aide au diagnostic éclairé et plus précis. La nécessité de développer des algorithmes



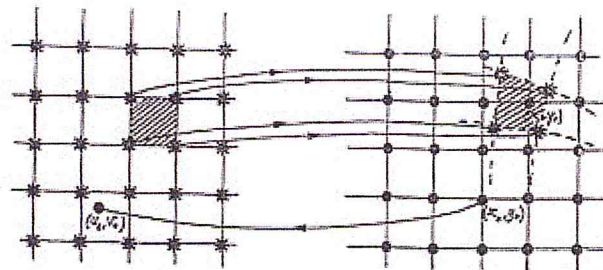
de recalage des images rétiniennes a donné naissance à beaucoup de travaux. Dans la littérature, les méthodes de recalage des images rétiniennes peuvent être classifiées en deux grandes catégories : Méthodes iconiques et méthodes géométriques [12].

### **6. Les attributs de recalage (espace de caractéristique)**

Ce sont les caractéristiques, extraites des images, qui permettent de guider le recalage, le choix de ces attributs est crucial, il est largement conditionné par la nature des images à traiter. Deux approches se distinguent : les méthodes géométriques et les méthodes denses (qualifiées aussi de méthodes iconiques).

#### **6.1 Les méthodes géométriques du recalage**

Les méthodes géométriques sont basées sur l'extraction dans les images de sous-ensembles de points homologues (primitives) qu'il s'agit ensuite de mettre en correspondance *Figure 2.2*. Le choix des primitives doit être guidé par un certain nombre de propriétés [13] : détection facile et précise, répartition sur l'ensemble de l'image, robustesse au bruit, aux artefacts et aux différents changements liés à l'acquisition. Trois types de primitives géométriques peuvent être distingués : les points, les courbes et les surfaces.



*Figure 2.2 : Recalage géométrique d'une image*

#### ***Les Points***

L'une des premières idées, assez naturelle, pour guider le recalage est l'utilisation de points caractéristiques, appelés aussi amers (*Landmark*). L'objectif est d'estimer une transformation, soit permettant d'apparier exactement les points homologues, la déformation étant ensuite étendue à l'ensemble du domaine, soit minimisant un certain critère faisant intervenir une distance géométrique entre les points homologues.

#### ***Les Courbes***

L'utilisation de courbes comme primitives géométriques est très intéressante dans le contexte du recalage d'images cérébrales, en particulier pour la mise en correspondance

des sillons corticaux puisqu'ils peuvent être modélisés par une représentation filaire. La méthode la plus répandue repose sur l'extraction de lignes de crête [14]. Les lignes de crête sont définies comme les lieux dont la courbure principale est localement maximale dans la direction principale associée. Leur extraction est faite soit à partir des caractéristiques différentielles portées par les niveaux de, soit en effectuant au préalable une modélisation paramétrique de la surface [15]. D'autres méthodes ayant pour objectif d'extraire des primitives linéiques de l'image utilisent des outils de morphologie mathématique.

### *Les Surfaces*

Les primitives sans doute les plus couramment utilisées dans le contexte du recalage d'images médicales sont les surfaces. Elles sont obtenues par la segmentation de certaines structures anatomiques. De nombreuses méthodes ont été proposées pour segmenter automatiquement certaines structures (cerveau, ventricules). Les modèles déformables et les ensembles de niveaux (level set) apparaissent être les méthodes privilégiées dans ce domaine. La popularité des modèles déformables est principalement liée à la possibilité d'introduire facilement des connaissances a priori, par exemple en utilisant un modèle moyen et une base de déformations propres associée, ou bien en considérant une énergie de rappel à partir d'une forme de base. D'autres méthodes utilisent par ailleurs des techniques telles que la ligne de partage des eaux, des détecteurs de contours ou des opérateurs de morphologie mathématique [14].

#### ▪ *Avantages et limites des méthodes géométriques*

Le principal avantage des approches géométriques est la manipulation d'une représentation compacte de l'image, ayant pour conséquence une charge calculatoire beaucoup plus faible que dans le cas des méthodes denses. De plus, les primitives utilisées portent une information de haut niveau, souvent plus discriminante que l'information d'intensité et basée sur des considérations anatomiques. Ces méthodes permettent enfin de s'affranchir des problèmes liés à l'acquisition de l'image (artefacts, mise en correspondance d'intensité).



L'inconvénient majeur de ces approches est lié à l'imprécision relative à l'extraction des primitives. Certains travaux tentent de modéliser cette erreur pour la prendre en compte dans l'estimation du modèle de déformations [16]. Une autre limite concerne la précision du recalage qui n'est garantie que dans le voisinage des primitives. A noter aussi que le choix optimal des primitives pour guider le recalage demeure une question ouverte. Par ailleurs, les points d'une même primitive courbe ou surfacique donnée sont indiscernables. Leur mise en correspondance s'avère donc complètement arbitraire, le choix étant généralement fait d'estimer la transformation la plus lisse possible au sens d'un certain critère de régularité, ce qui ne correspond pas forcément à une réalité anatomique. Pour remédier à ce problème, Rohr et coll. [17], proposent d'associer à chaque point de la primitive une signature contenant des informations sur l'orientation et la courbure de la primitive en ce point.

Enfin un inconvénient majeur tient au fait que l'extraction des primitives est souvent manuelle ou semi-automatique, même si plusieurs équipes travaillent sur la conception de méthodes d'identification automatiques.

### **6.2 Les méthodes denses du recalage**

Contrairement aux méthodes géométriques, les méthodes iconiques n'utilisent pas une étape préliminaire de réduction des données. Elles utilisent l'information intensité attachée en chaque pixel de l'image, soit en comparant directement les niveaux de gris des images, soit en associant à chaque pixel une valeur déterminée à partir des niveaux de gris et en comparant ces ensembles de valeurs. Il est par exemple possible de considérer des mesures différentielles de l'image [18,14]. D'autres approches, reposant sur une segmentation sous-jacente de l'image, associent à chaque voxel des probabilités d'appartenance à chacune des classes ou bien des moments géométriques invariants [19]. Dans ces approches, il n'y a plus seulement une valeur associée à chaque voxel, mais un vecteur de valeurs, nommé parfois vecteur d'attributs. Enfin d'autres approches consistent à utiliser un espace de représentation différent de l'image, par exemple l'espace de Fourier où l'information de phase peut être utilisée, ou bien un espace correspondant à une décomposition de l'image en ondelettes.

#### ▪ **Avantages et limites des approches denses**

L'avantage principal des méthodes denses est d'utiliser toute l'information portée par l'image. De plus, elles sont pour la plupart complètement automatiques. Présentent

néanmoins, ces méthodes souffrent de plusieurs inconvénients. Comme elle lié au coût calculatoire important dû au fait de devoir considérer chacun des voxels de l'image [20].

### 6.3 Les méthodes mixtes de recalage

Par approches mixtes, nous entendons toutes les méthodes reposant sur la combinaison de plusieurs types d'information différents. L'idée est d'améliorer la robustesse de l'algorithme de recalage en combinant les avantages liés à chaque type d'information utilisé. Trois cas peuvent être distingués : la combinaison de primitives géométriques de natures différentes, la combinaison de différentes informations issues des niveaux de gris et la combinaison des approches géométriques et iconiques.

### 7. Critère de similarité

Une fois définie l'information à utiliser pour guider le recalage, il s'agit de lui associer un critère de similarité permettant de définir une certaine distance entre deux images. Ce critère doit être caractérisé par une valeur minimale (ou maximale selon le cas) dès lors que la ressemblance entre les images est la plus forte. Nous évoquerons dans un premier temps les différents critères de similarité utilisés pour mesurer une distance entre des primitives géométriques, puis nous examinerons différentes catégories de critères de similarité denses.

#### 7.1 Distances entre primitives géométriques

Différents critères ont été proposés dans la littérature pour mesurer des distances entre primitives géométriques. On distinguera le cas des distances entre des points appariés identifiés dans les deux images et le cas des distances entre des ensembles de points (courbes ou surfaces).

Pour mesurer la distance entre des points correspondants, la norme euclidienne est classiquement utilisée. Grâce à ses propriétés analytiques, elle permet, dans le cas du recalage rigide ou affine, de conduire à une solution analytique pour l'estimation des paramètres de la transformation (méthode de Procruste [21]).

Pour mesurer la distance entre deux courbes ou deux surfaces, plusieurs approches sont possibles. Une première idée utilisée dans l'algorithme *ICP* (Iterative Closest



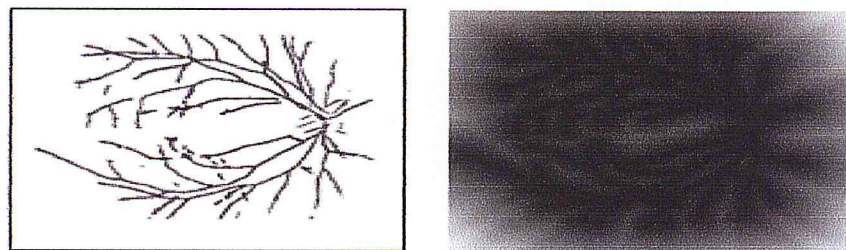
Point) [22] consiste à se ramener au problème précédent de mesure de distance entre points correspondants. Cet algorithme est composé de deux étapes réitérées successivement. La première étape consiste à associer à chaque point de la primitive à recaler le point de la primitive de référence le plus proche. La seconde étape consiste ensuite à estimer analytiquement la transformation grâce à la méthode de Procruste.

Une autre approche consiste à utiliser les cartes de distance. Une carte de distance est obtenue en axant à zéro les voxels correspondant à des contours de l'objet de l'image de référence, puis en calculant par propagation, la distance associée à chaque voxel du point de contour le plus proche. L'utilisation des cartes de distance permet de calculer de manière très efficace la distance entre deux contours : il suffit de faire la moyenne des valeurs de la carte de distance qui sont superposées avec les contours de l'image à déformer. Une distance couramment utilisée pour la construction de cartes de distance du fait de son efficacité et de sa rapidité est la distance de chanfrein Figure (2.4) [12]. Enfin, une autre mesure utilisée pour caractériser la distance entre deux ensembles de points est la distance de Hausdorff. En considérant une distance  $d(x ; y)$  (par exemple la distance euclidienne) entre deux points  $x$  et  $y$ ,  $x$  appartenant à l'ensemble de points  $T_1$  et  $y$  appartenant à l'ensemble de points  $T_2$ , la distance de Hausdorff entre les

$$d_H(\Gamma_1, \Gamma_2) = \max\left(\sup_{x \in \Gamma_1} \inf_{y \in \Gamma_2} d(x, y), \sup_{y \in \Gamma_2} \inf_{x \in \Gamma_1} d(x, y)\right). \dots\dots 1$$

deux ensembles  $T_1$  et  $T_2$  est définie de la manière suivante 1 :

Pour plus de détails concernant les distances utilisées pour le recalage de primitives géométriques, le lecteur pourra se référer à l'état de l'art proposé dans [14].



*Figure (2.3): Un réseau vasculaire d'une image rétinienne et sa carte de distance*

### 7.2 La méthode SURF

Les méthodes de détection de point d'intérêts SIFT ou plus récemment SURF (*Speeded Up Robust Features*)[25] présentent une invariance à la rotation, l'illumination et les transformations de type affine. Il n'y a donc pas besoin d'appliquer de traitement préalable des images.

Elles extraient les points singuliers de l'image puis mesurent un certain nombre de caractéristiques géométriques dépendant d'un facteur d'échelle.

Nous avons appliqué la détection de points d'intérêt et leur caractérisation par la méthode SURF. Puis nous avons mis au point une méthode d'appariement des points en algorithme grossier d'appariement basé sur les plus proches voisins. Les résultats obtenus par la méthode mise en œuvre présentent des résultats satisfaisants aussi bien sur le recalage des images en intra-modalité. Les avantages de cette méthode c'est comme de suite :

Elle utilise les images directes sans faire les prétraitements.

Les points détectés sont plus que les points détectés par autre méthode.

En peut appliquer cette méthode sur toutes les images dans des autres domaines.

### 7.3 Critères de similarité denses

Les critères de similarité denses permettent de comparer toute l'information portée par les niveaux de gris de l'image. Chaque critère fait une hypothèse sur la relation qui lie les valeurs à comparer.

Parmi les hypothèses faites sur la relation entre les intensités (ou toutes autres valeurs portant une information sur l'image), on peut distinguer la relation identité, la relation affine, et de manière plus générale la relation fonctionnelle. Une approche encore plus générale consiste à considérer les images comme des réalisations de variables aléatoires et à quantifier une certaine dépendance entre elles en termes de distance entre distributions par exemple [23,24]. Le choix du critère est donc guidé par les modalités des images à recalculer, et fait l'objet d'un compromis entre le temps de calcul, la robustesse et la généralité de la relation qu'il permet d'appréhender.

Le critère de similarité est défini à partir des niveaux de gris (NG) des images.

Exemple : SDQ (Somme des Différences Quadratiques)

$I_0$  : image source.  $I_1$  : image cible.



$$S(I_0, I_1) = \sum_{x \in D} (I_0(x) - I_1(x))^2. \quad \dots\dots 2$$

### **8. Espace de recherche**

Une fois définie le type d'information à utiliser pour guider le recalage et le critère de similarité quantifiant la ressemblance entre deux images, il s'agit de définir un modèle de déformation. Le choix du modèle de déformation est lui aussi très important et est guidé par l'application sous-jacente et les informations a priori disponibles sur la nature de la déformation entre les images.

#### **8.1 Modèles de déformation**

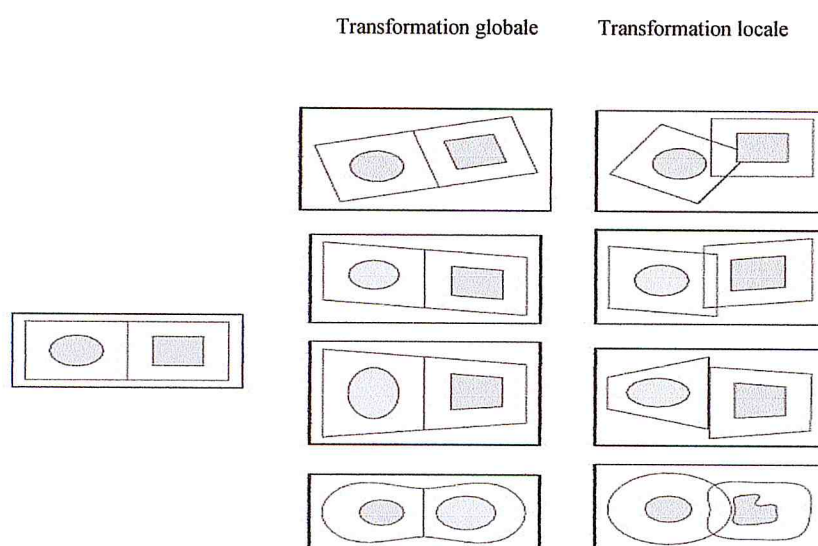
Le modèle de déformation est défini par la nature de la fonction des correspondances recherchée entre les images .il s'agit généralement d'une transformation T spatiale. Il peut être intéressant d'inclure dans cet espace une transformation entre les intensités. Les transformations peuvent être :

**-rigide (globale) :** appliquée à toute l'image.la déformation est la même sur toute l'image (rotation+translation).

**-non rigide (locale) :** la déformation peut varier localement dans l'image, dans ce cas l'image est découpée en région possédant leur propre transformation [11].

Parmi les différents modèles de déformation proposés dans la littérature, nous distinguerons les modèles linéaires qui regroupent les transformations rigide, métrique, affine et projective, et les modèles non linéaires qui ont un nombre de degrés de liberté beaucoup plus important. Une distinction peut aussi être faite entre les modèles globaux pour lesquels toute l'image est prise en compte lors de l'estimation de chacun des paramètres de la transformation, et les modèles locaux pour lesquels un ensemble de paramètres n'affectant chacun qu'une certaine région de

l'image peut être estimée indépendamment. Une illustration de la classification de ces différents modèles est donnée dans la *Fig. 2.4* :



*Figure 2.4 : Exemples synthétiques illustrant l'effet de différents types de Transformation*

## 8.2 Modèles linéaires globaux

### 8.2.1 Transformation rigide

La transformation rigide consiste en l'estimation de translations et de rotations afin de repositionner un objet supposé rigide. Ce type de transformation conserve les distances, les angles et le parallélisme. Ce modèle est principalement utilisé dans le contexte de l'imagerie médicale pour recalibrer des images d'un même individu acquises à des instants différents ou pour différentes modalités d'imagerie.



### **8.2.2 Transformation métrique**

La transformation métrique consiste en l'estimation d'un facteur d'échelle isotrope en plus des translations et des rotations. Ce type de transformation conserve les angles, le parallélisme et le rapport des longueurs. Le nombre de DDL est de 4 en 2D et 7 en 3D. Ce modèle peut être utilisé dans le contexte de l'imagerie médicale pour le recalage d'images d'un même individu provenant de modalités différentes pour lesquelles la résolution n'est pas la même. Cependant il est peu utilisé étant donné que les facteurs d'échelle à estimer en pratique sont généralement anisotropes.

### **8.2.3 Transformation affine**

La transformation affine autorise, en plus des rotations et des translations, de prendre en compte un facteur d'échelle anisotrope et de modéliser des cisaillements (shear ou skew). Ce type de transformation conserve le parallélisme.

Ce modèle est généralement utilisé dans le contexte de l'imagerie médicale pour le recalage inter-individu.

### **8.2.4 Transformation projective**

La transformation projective est utilisée principalement Pour prendre en compte les effets de perspective dans l'image. Elle ne garantit plus le Parallélisme mais impose que l'image d'une droite est une droite. Ce type de transformation est utilisé dans le contexte de l'imagerie médicale pour le recalage d'images 3D sur des images 2D.

Les transformations rigide, métrique, affine et projective sont dites linéaires car elles peuvent être formulées en considérant les coordonnées homogènes, grâce à un produit matriciel.

### **8.2.5 Euclidienne ou orthogonale**

Cette transformation résulte de la combinaison de translation et de rotation, elle préserve les angles, les surfaces et les longueurs.

### **8.2.6 Similitude ou rigide**

Cette transformation résulte de la combinaison de translation, rotation et d'un facteur d'échelle. Dans de nombreux articles les transformations euclidienne et les similitudes

sont dénommées rigide puisqu'elles ne changent pas de relation géométrique entre les point (un triangle reste un triangle).elle conservent également les angles et les rapports de longueurs.

### **8.3 Modèle non linéaires**

Ce modèle est local ou non rigide. La catégorie de transformation la plus générale est la classe des transformations qui changent les droites en courbes. Le nombre de paramètres est variable et généralement important, deux approches émergent.



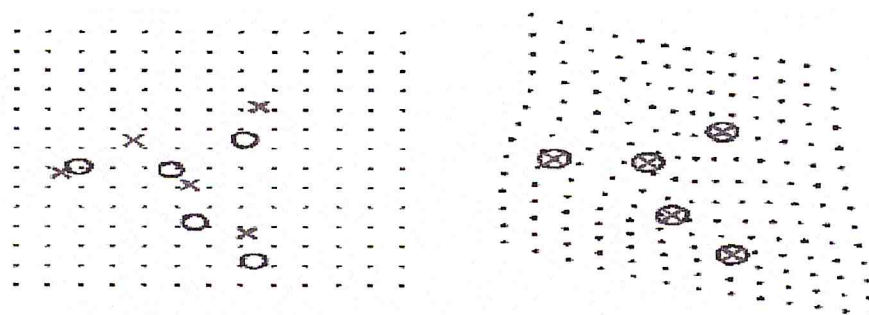
### 8.3.1 Polynomiale

La fonction de transformation décrite par un polynôme, dont le degré fixé a priori, détermine la précision que la difficulté de résolution de la méthode.

### 8.3.2 Elastique

Dans ce cas, la transformation est modélisée par la distorsion d'un matériel élastique. Afin de limiter les déplacements des paramètres de contrôle (exemple : énergie de déformation) sont mis en place, c'est une approche locale assez proche de la transformation polynomiale.

Dans tous les cas, l'espace de recherche est définie par l'ensemble de toutes les transformations possibles.



*Figure 2.5 : transformation élastique*

## 9. Conclusion

Notre but était d'introduire les méthodes de recalage les plus récentes utilisées en analyse d'images rétiniennes. Deux grandes catégories ont été décrites : les méthodes iconiques et les méthodes géométriques.

Les méthodes iconiques présentent beaucoup d'inconvénients à cause des minima locaux. Elles deviennent inefficaces lorsqu'il s'agit d'un recalage multimodal.

Cependant, les méthodes utilisant l'information mutuelle permettent d'obtenir des résultats prometteurs pour les deux types de recalage : monomodal et multimodal.

Dans la littérature, beaucoup de travaux ont été dédiés au recalage des images rétiniennes par des méthodes géométriques (SURF). Les résultats obtenus par la méthode mise en œuvre présentent des résultats satisfaisants rapides, efficaces et plus précis par rapport à d'autres méthodes que nous avons présentées.

# Chapitre 3

*La  
méthodologie*



### **1. Introduction**

L'utilisation d'images numériques a beaucoup d'avantage par rapport aux clichés conventionnels :

Le stockage est très confortable, le coût moins élevé, la qualité de l'image est meilleure et peut être contrôlée immédiatement lors de sa prise. L'image peut être transmise ou envoyée plus facilement ce qui favorise des approches de télémédecine [5]. La création de logiciels dédiés à l'analyse d'images médicales doit permettre d'optimiser leur exploitation, pour le plus grand bénéfice du patient et du médecin.

Nous présentons dans ce chapitre une détermination des paramètres de forme des segments, nous décrivons les méthodes que nous avons développées, en vue de déterminer le recalage et l'excentricité d'un segment de vaisseau. L'excentricité d'un objet est une valeur descriptive de la forme de l'objet. Cette aide considérable apportée par le traitement automatique des photographies rétiniennes concerne le domaine de suivi la maladie.

### **2. Les étapes de notre système**

La méthodologie adoptée pour réaliser les opérations de notre système est présentée par la figure (3.1) comme de suite :

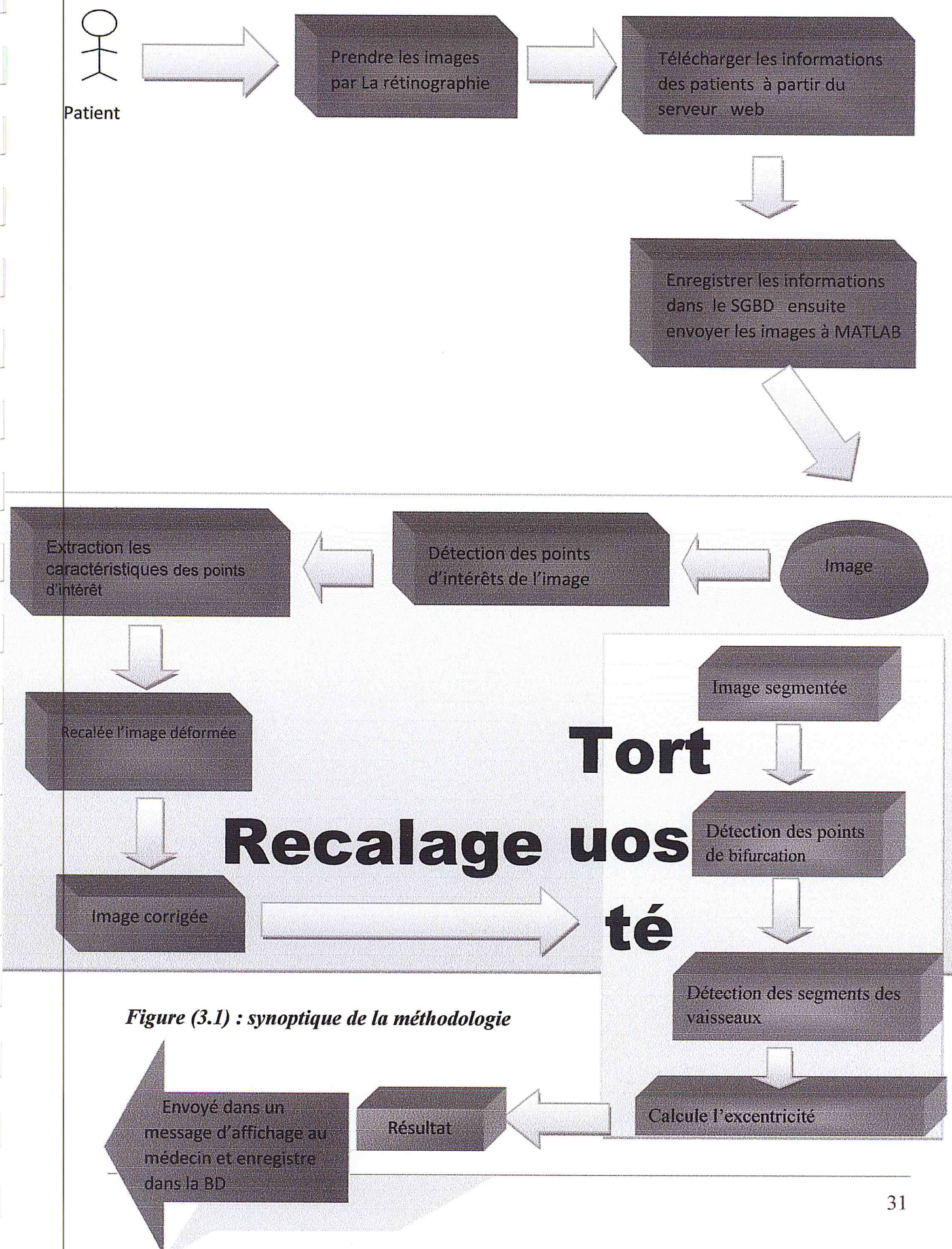


Figure (3.1) : synoptique de la méthodologie



Nous allons, dans les paragraphes suivants, expliciter chacune des étapes de l'approche adoptée.

### 3. la conception

C'est la partie de communications entre le médecin et le programme de traitement d'image sur matlab, nous allons proposer un serveur web, que contiens les pages web de téléchargement et l'inscription, consultation, et deux service : le langage de matlab que fait les traitements pour analyse les images envoyé, et BD la base de donnée qui contient les informations personnelles (nom, prénom, adresse, images...) des patients. Pour expliquer cette partie nous allons choisir UML (Unified Modeling Language) L'objectif de cette unification est d'obtenir un consensus minime sur les interfaces graphiques. Dans cette méthode on choisit 2 diagrammes les plus utilisé dans la majorité de la modélisation.

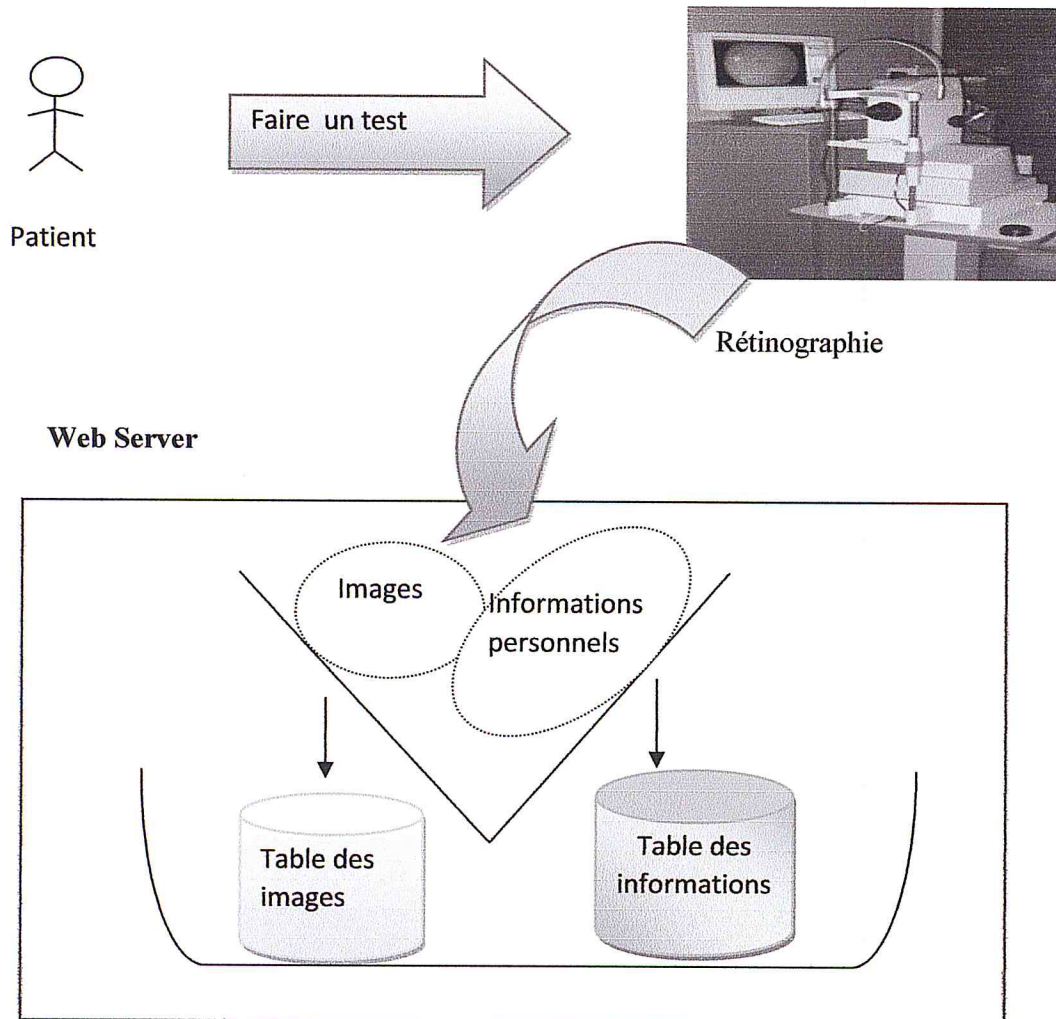


Figure (3.2) : la conception de système

### 3.1 Diagramme de cas d'utilisation

Un cas d'utilisation permet de décrire l'interaction entre un acteur et un système .La description de l'interaction est réalisé suivant le point de vue de l'utilisateur. Les cas d'utilisation

Constituent un moyen de recueillir et de décrire les besoins du système.

- Un acteur :

Un acteur représente un rôle par une personne ou une chose qui interagit avec un système.

- Cas d'utilisation :

Un cas d'utilisation est un classificateur qui modélise une fonctionnalité d'un système ou d'une classe

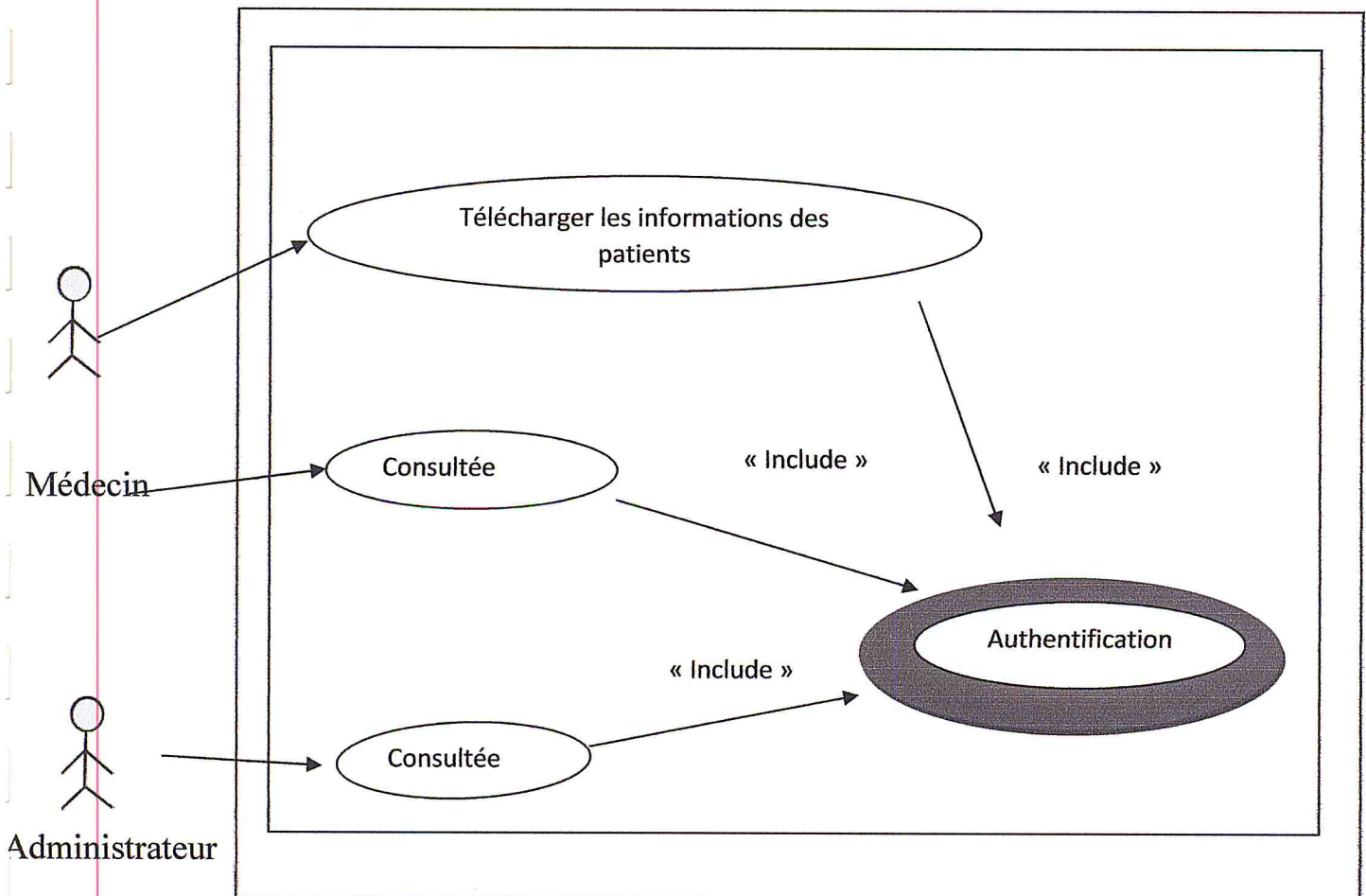


Figure (3.3):Diagramme de cas d'utilisation globale



**3.2 Diagramme de classes**

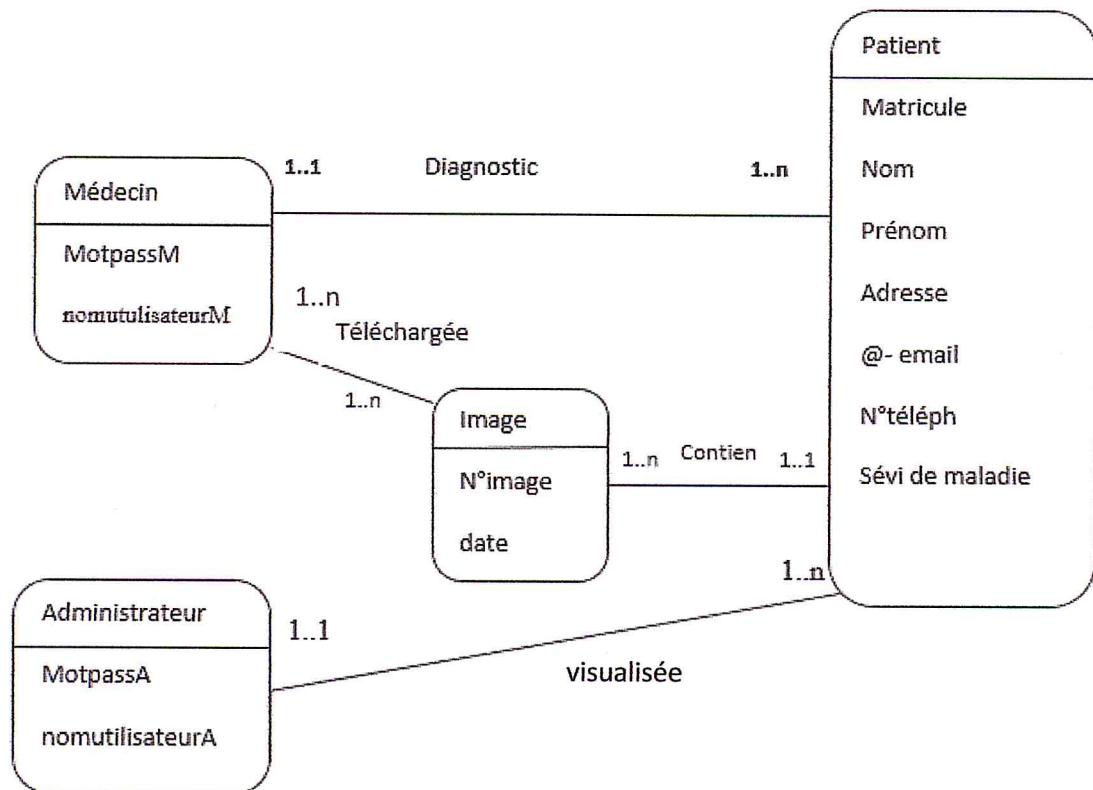


Figure (3.4):Diagramme de classe

**3.3 Traduction du modèle objet en Base de données relationnelles**

**Médecin** (motpass,nomutilisateur)

**patient** (code, nom,prénom,adresse,ad-email,N°téléph,sivémaladie,motpassM\*)

**image** (N°image,code\*, motpassM\*)

**Administrateur** (motpassA, nomutilisateurA, matricule)

### 4. Recalage

La méthode que nous proposons est inspirée de la méthode SURF (*Speeded Up RobustFeatures*) [25]. Cette dernière consiste à calculer ce que l'on appelle les

« **descripteurs** ». Il s'agit d'informations numériques dérivées de l'analyse locale d'une image.

Le schéma suivant représente les différentes étapes que nous reviendrons en détails par la suite :

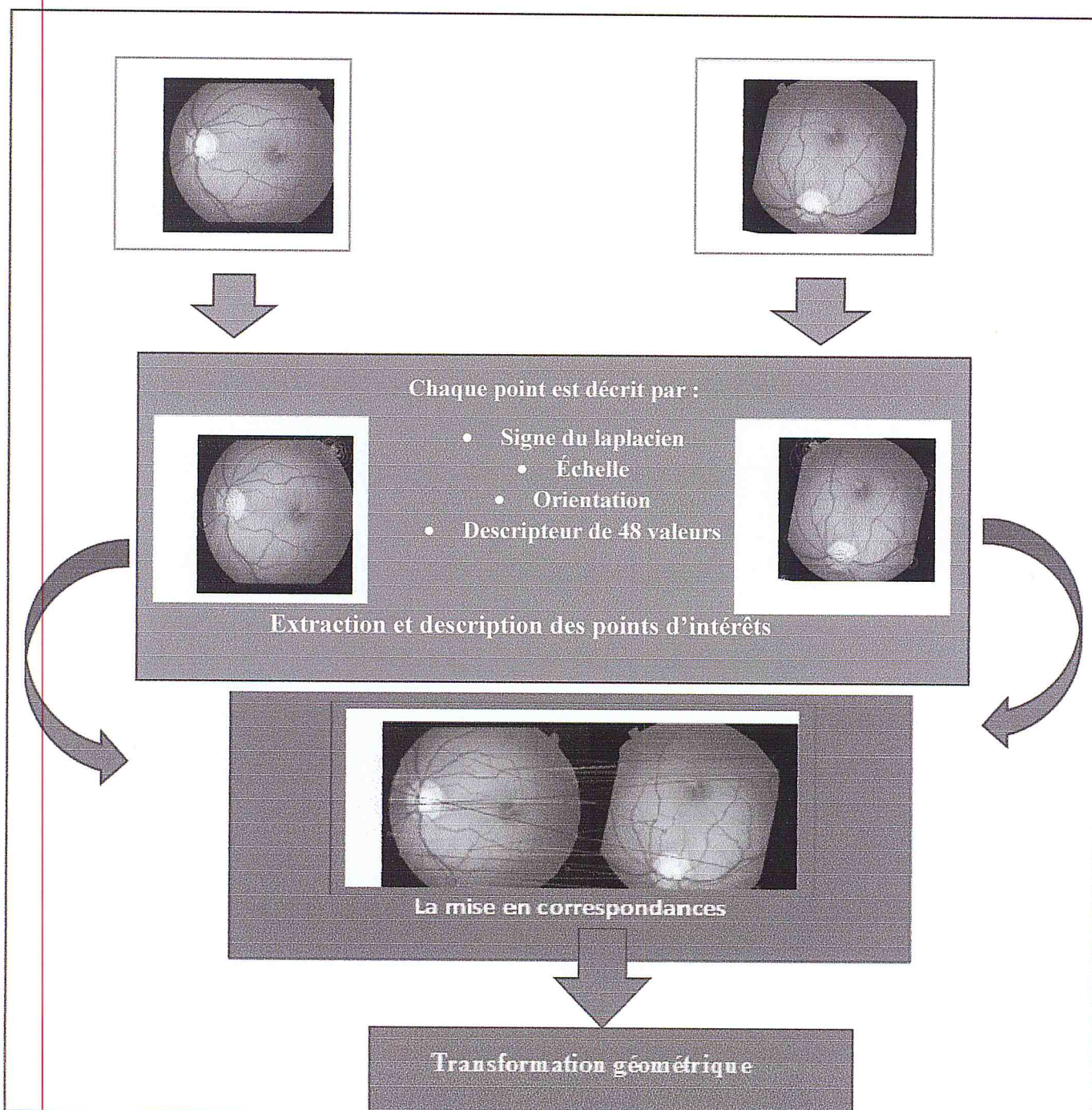


Figure 3.5 : Les étapes de recalage



### 4.1 Extraction et description des points d'intérêts

Cette étape consiste à détecter des points d'intérêt dans les images à comparer. La plupart des détecteurs existant sont basé sur le principe de filtrage.

Dans un premier temps nous avons appliqué le filtre de laplacien. C'est un filtre de convolution particulier utilisé pour mettre en valeur, les détails qui ont une variation rapide de luminosité. Le Laplacien est donc idéal pour rendre visible les contours des objets, d'où son utilisation dans la reconnaissance de formes dans des applications militaires, puis civiles.

D'un point de vue mathématique, le Laplacien est une dérivée d'ordre 2, à deux dimensions, en formule cela donne :

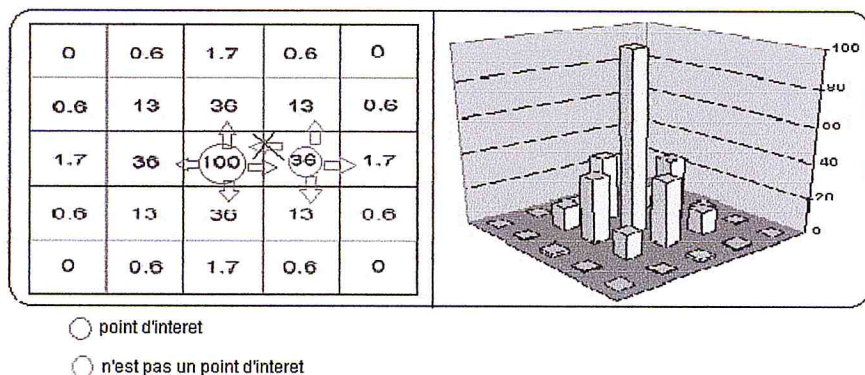
$$L(x, y) = \frac{\partial^2 I(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 I(x, y)}{\partial y^2}$$

L'un des principales particularités de ce filtre c'est qu'il est multi-tailles :

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & -1 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} -4 & -1 & 0 & -1 & -4 \\ -1 & 2 & 3 & 2 & -1 \\ 0 & 3 & 4 & 3 & 0 \\ -1 & 2 & 3 & 2 & -1 \\ -4 & -1 & 0 & -1 & -4 \end{bmatrix}$$

**Un détail est à noter** : la somme de tous éléments du noyau d'un filtre Laplacien est toujours nulle, ce qui implique que ce filtre n'est pas un filtre linéaire.

Ensuite, on procède à la comparaison de la valeur de chaque *pixel* avec ces voisins pour dire que c'est un point d'intérêt (figure 3.8).



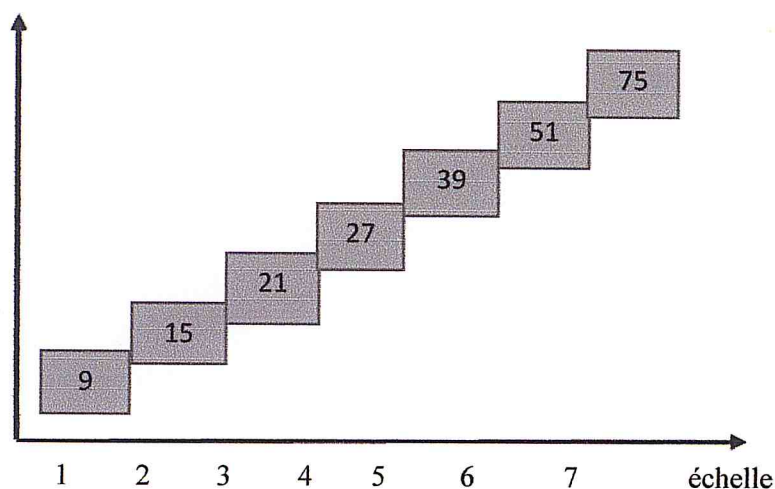
**Figure 3.6 : Extraction les points d'intérêts**

### 4.2 Extraction des caractéristiques des points d'intérêt :

Chaque point est par ailleurs caractérisé par :

- **Le signe du laplacien** : Dans le but de distinguer les voisinages de points clairs sur un fond sombre ou le contraire. Cette caractéristique supplémentaire est utilisée lors de la phase de la **mise en correspondances** pour réduire le calcul des distances aux descripteurs de laplacien de même signe.
- **Échelle** : représente le niveau de chaque taille de filtre laplacien

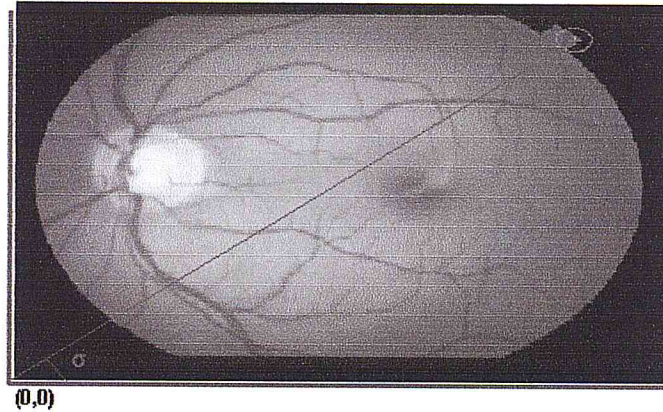
Taille de filtre



Si les deux points d'intérêts se trouvent dans la même échelle, cela veut dire que les deux images sont au même niveau.



- **Orientation** : Il s'agit de l'extraction angulaire comprise entre le point d'intérêt et le centre (0,0). Voir la figure (3.9).



**Figure 3.7 : Orientation**

- **Descripteur de 48 valeurs** : c'est un vecteur de 48, qui contient les valeurs d'intensité de 48 pixels entouré de note point d'intérêt.  
Le but de cette étape est d'identifier nos points d'intérêts à partir de ces 48 valeurs qui les entourent et qui appartiennent souvent à une même région.

### **4.3 Mise en correspondances de points d'intérêts**

Dans cette étape, les points d'intérêt d'une image sont mis en correspondance avec les points d'intérêt d'une autre image afin d'estimer le degré de similitude entre ces deux images. Chaque point d'intérêt de l'image référence est associé aux points d'intérêt de l'image déformer.

La vérification de toutes les paires peut s'avérer longue si elle est faite de manière exhaustive, pour cela on va utiliser le signe du laplacien qui permet de structurer l'espace de recherche à fin d'accélérer la comparaison d'un élément avec les autres. **Figure (3.10).**

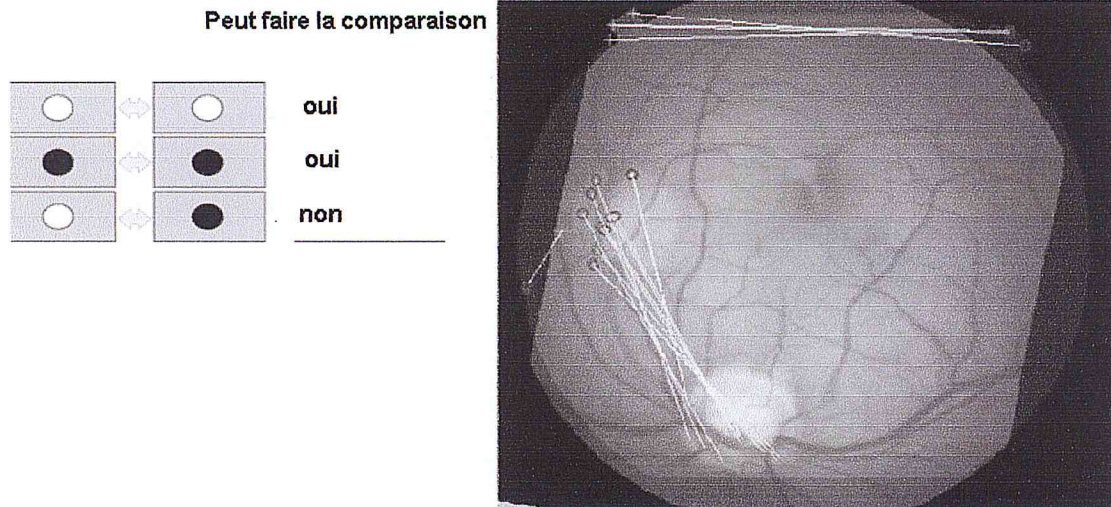


Figure 3.8 : Comparaison des points d'intérêts

#### 4.4 Transformation géométrique

Dans notre cas, il n'y a pas de distorsion, alors nous allons faire une transformation affine. Elles permettent de combiner les rotations, les changements d'échelle et les translations dans une seule matrice :

	1	2	3	
	translation	mise à l'échelle	rotation	
$\begin{matrix} x' \\ y' \\ 0 \end{matrix}$	$\begin{matrix} 1 & 0 & tx \\ 0 & 1 & ty \\ 0 & 0 & 1 \end{matrix}$	$\times \begin{matrix} me & 0 & 0 \\ 0 & me & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{matrix}$	$\times \begin{matrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{matrix}$	$\times \begin{matrix} x \\ y \\ 1 \end{matrix}$
	résultat			
$\begin{matrix} x' \\ y' \\ 0 \end{matrix}$	$\begin{matrix} me \times \cos(\theta) & me \times -\sin(\theta) & dx \\ me \times \sin(\theta) & me \times \cos(\theta) & dx \\ 0 & 0 & 1 \end{matrix}$	$\times$	$\begin{matrix} x \\ y \\ 1 \end{matrix}$	
	matrice générale de transformation affine 2D			
$\begin{matrix} x' \\ y' \\ 0 \end{matrix}$	$\begin{matrix} A & B & C \\ D & E & F \\ 0 & 0 & 1 \end{matrix}$	$\times$	$\begin{matrix} x \\ y \\ 1 \end{matrix}$	

C'est-à-dire  $x' = Ax + By + C$ ,  $y' = Dx + Ey + F$  et 1 ( $0x + 0y + 1$ ).

Figure 3.9 : transformation affine



5. Tortuosité

La rétinopathie diabétique est une maladie qui crée des anomalies mesurables dans la tortuosité des vaisseaux de la rétine. L'une de ces anomalies vasculaires est la dilatation des vaisseaux ainsi que l'augmentation de leur tortuosité. En effet, le premier signe rétinographique visible chez le diabétique est une bonne visibilité de la maille capillaire, témoin de la dilatation des capillaires. L'importance du sujet indique par elle-même, la nécessité de développer une méthode fiable et reproductible pour mesurer la tortuosité des vaisseaux de la rétine [5].Figure (3.12).

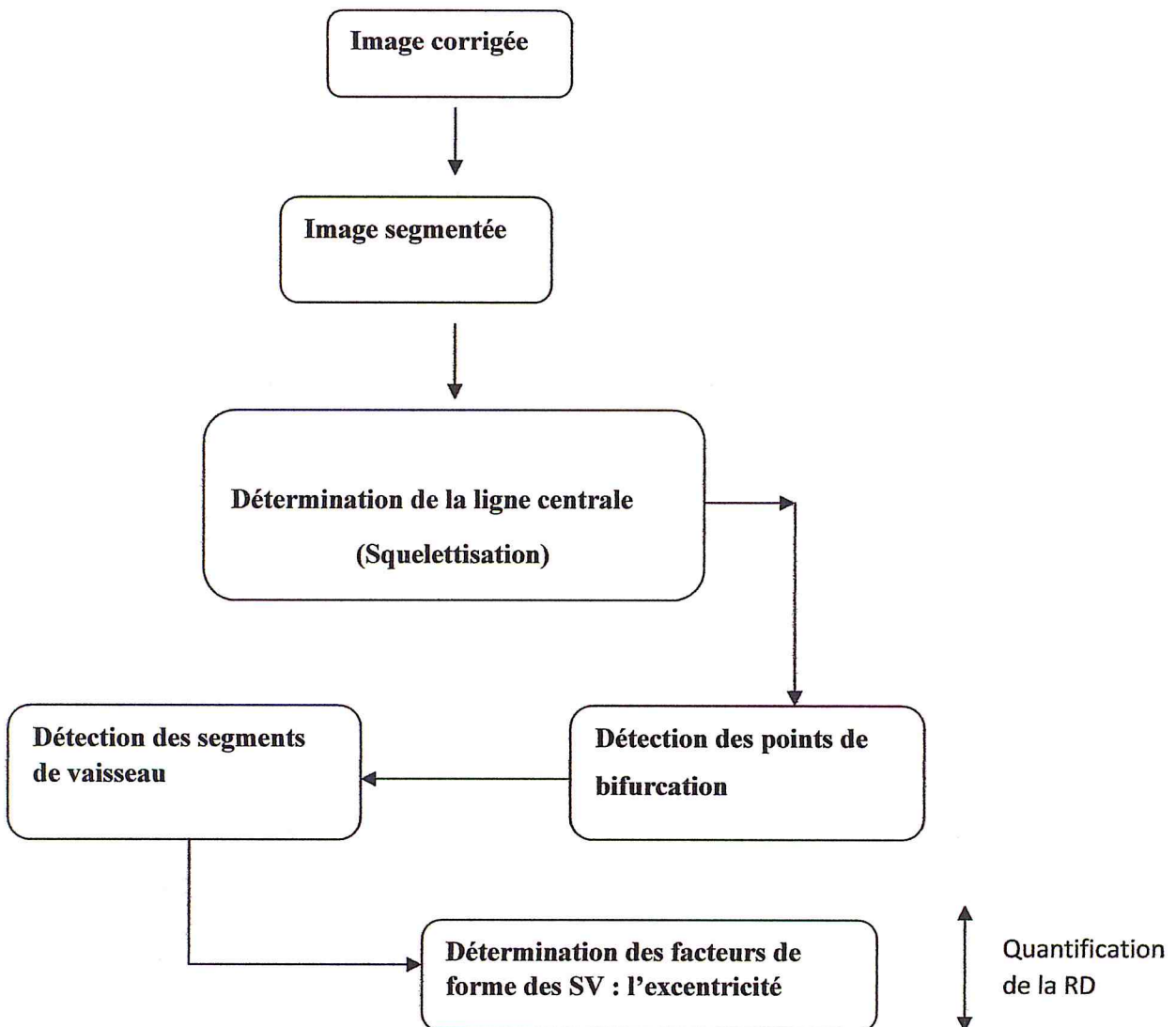


Figure 3 .10 : étapes de tortuosité

### 5.1 Image segmentée

Nous avons utilisé Cette étape pour produire une image binaire qui représente la structure vasculaire rétinienne. Pour facilitera les traitements ultérieurs, donc notre image elle est déjà segmentée.

### 5.2 Détermination de la ligne centrale des vaisseaux (squelettisation)

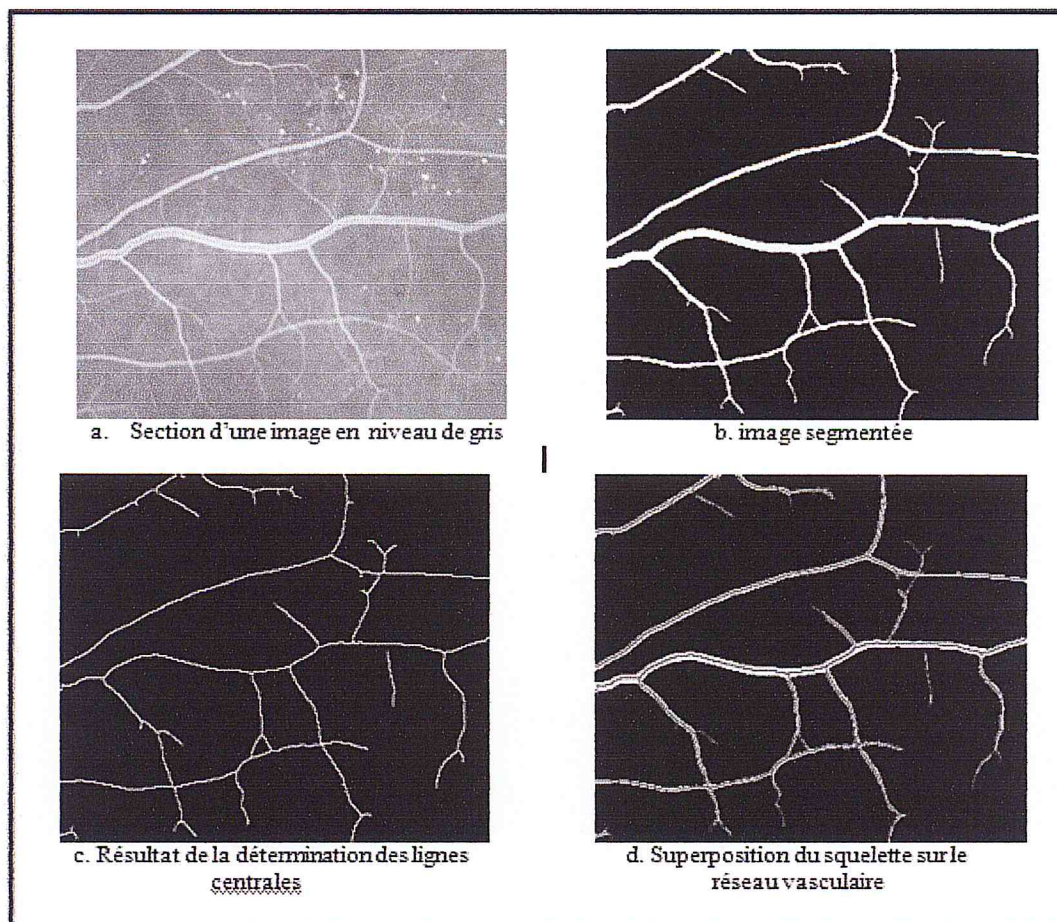
Les lignes centrales, ou squelettes, du réseau vasculaire permettent d'obtenir une représentation simplifiée des structures sur la base de leurs relations topologiques. L'opération morphologique de la squelettisation définie par la formule 4 :

$$Skel_L(X) = Thin_{L=1, \dots, 8}(X)^\infty \dots \dots \dots 3$$

Le squelette de l'image X avec l'élément structurant L est défini comme un amincissement répété de X avec toutes les rotations de l'élément structurant L jusqu'à idempotence  $\infty$  [30][31] .

Nous présenterons ci-dessous le résultat de la superposition du squelette sur les vaisseaux segmentés. La figure 3.13.a présente une image rétinienne suivie de l'arbre vasculaire segmenté (Figure 3.13 .b). Dans la figure 3.13.c nous avons l'image des lignes centrales des vaisseaux (le squelette). La figure 3.13.d présente le résultat de la superposition des lignes centrales (en rouge) sur l'arbre vasculaire.



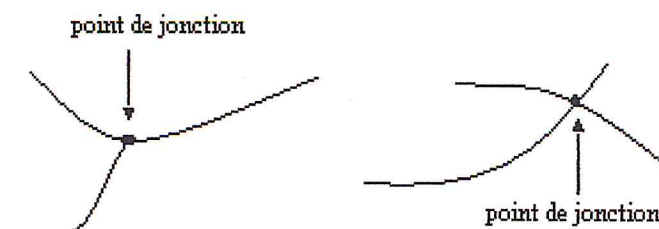


*Figure 3.11 : Résultat de la détermination des lignes centrales des vaisseaux*

La détermination de la ligne centrale des vaisseaux est importante pour faciliter les traitements ultérieurs qui sont la détermination des points de jonction, l'étiquetage, la détermination de l'excentricité des vaisseaux.

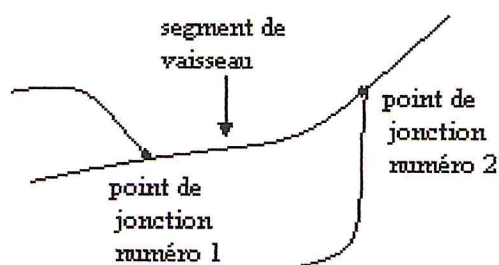
### **5.3 Détection automatique des points de bifurcation**

Par définition, un point de bifurcation est un point d'intersection d'au moins trois branches vasculaires. Dans une image rétinienne, la superposition de deux vaisseaux peut aboutir à une intersection de trois ou quatre branches vasculaires. Ainsi, pour éviter toute confusion, les points de bifurcation seront appelés dans la suite du document points de jonction. La figure 3.14 présente des points de jonction.



*Figure 3.12 : Exemple de points de jonction*

Deux points de jonction connectés par un ensemble de points contigus et alignés définissent un segment de vaisseau (Figure 3.15). Il est important de détecter les points de jonction pour pouvoir extraire les segments de vaisseaux à partir de ces points. Ainsi, les segments de vaisseaux seront étiquetés de façon unique.



*Figure 3.13 : Points de jonction et segments de vaisseaux*

### ▪ Description de la méthode de détection des points de bifurcation

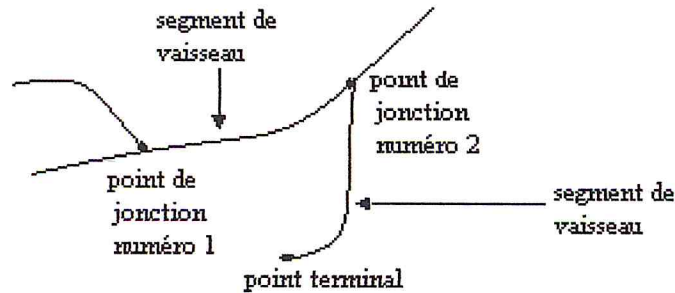
La méthode de détection des points de bifurcation que nous avons développée s'applique à la ligne centrale du réseau vasculaire, qui est une représentation simplifiée des vaisseaux. Elle permet de détecter avec précision les points de bifurcation et se révèle être rapide. Son principe de base est celui d'une recherche de voisinage en parcourant les squelettes du réseau vasculaire. Un point de bifurcation est détecté comme étant un pixel du squelette ayant plus de deux voisins [32].

### 5.4 Détection des segments de vaisseaux

La détection des segments de vaisseaux consiste à faire l'étiquetage de ces derniers. Un segment de vaisseau (SV) est défini comme un ensemble de points contigus alignés partant d'un point de bifurcation jusqu'à un autre point de bifurcation ou à un point terminal.



La **figure 3.16** illustre cette définition. L'étiquetage d'un segment de vaisseau consiste à détecter tous les pixels qui constituent ce segment [32].



*Figure 3.14 : Les segments de vaisseaux*

▪ Description de la méthode de détection des segments de vaisseaux

Chaque segment de vaisseau nommé  $S_{ji}$  peut être défini comme une suite de points  $\{P_k\}_{k=1\dots L}$ , tel que k est le numéro d'un point central sur le segment  $S_{ji}$  de longueur L.

Dans  $S_{ji}$ , j est le numéro de la jonction et i est le numéro du segment par rapport à la jonction j, on a alors :

$$j=1,\dots,Nbre\_jcts \quad \text{Et} \quad i=1,\dots,Nbre\_segments$$

5.5 Excentricité des vaisseaux

▪ Quantification de la tortuosité des vaisseaux par le paramètre de l'excentricité

Il existe plusieurs approches de la mesure de tortuosité. Cette mesure peut être locale à chaque segment de vaisseau ou globale à un arbre complet. De même, plusieurs paramètres peuvent être utilisés pour quantifier cette tortuosité, tels que ceux utilisant des mesures d'arcs ou de rayons de courbures [32]. Ces techniques supposent que les segments de vaisseaux sont assimilables à des segments de courbes régulières. Pour éviter d'utiliser ces approches par modèles géométriques, on a utilisé l'approche statistique sans a priori. Sur les images binaires 2D, la forme d'un objet peut être définie comme étant la distribution spatiale des pixels de l'objet autour de son centre de masse. L'excentricité est une valeur utilisée en mécanique classique pour caractériser une telle distribution [32]. On peut donc représenter la tortuosité des vaisseaux par la valeur de l'excentricité en utilisant les moments invariants d'ordre 2 sur une

image 2D. Soit  $I(x,y)$  une image numérique de taille  $N \times M$ . Soit  $\bar{x}$  et  $\bar{y}$  les coordonnées du centre de masse de l'objet dont la distribution est  $I(x,y)$ .

L'excentricité de l'objet est définie comme étant :

$$E = \frac{\left[ \sum_{y=1}^M \sum_{x=1}^N (x - \bar{x})^2 - \sum_{y=1}^M \sum_{x=1}^N (y - \bar{y})^2 \right]^2 + 4 \left[ \sum_{y=1}^M \sum_{x=1}^N (x - \bar{x})(y - \bar{y}) \right]^2}{\left[ \sum_{y=1}^M \sum_{x=1}^N (x - \bar{x})^2 + \sum_{y=1}^M \sum_{x=1}^N (y - \bar{y})^2 \right]^2}$$

Nous avons programmé l'expression de  $E$  pour quantifier la tortuosité de chaque segment de vaisseau sur l'image rétinographique.

L'excentricité d'un objet se situe entre 0 et 1. Elle est égale à 0 pour les objets circulaires et à 1 pour les objets droits [5]. Voici quelques exemples sur des objets de synthèse permettant de fixer les idées.

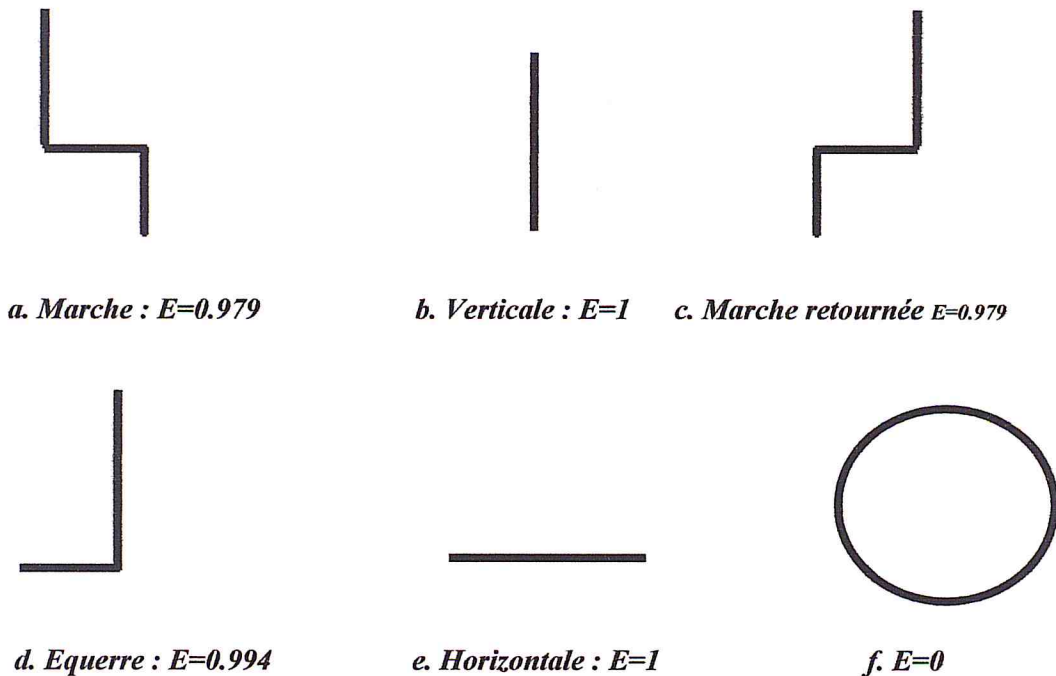


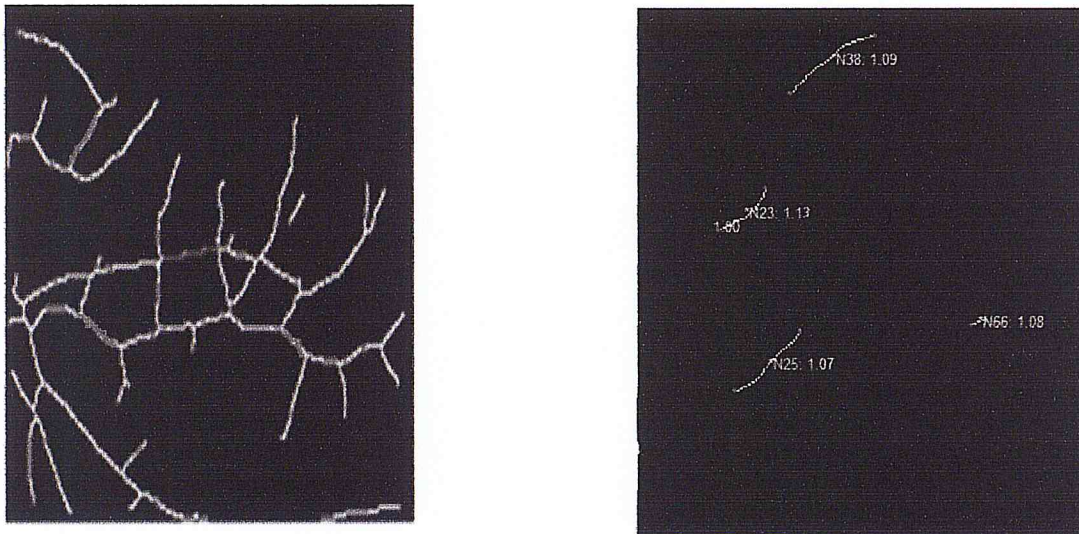
Figure 3.15 : Objets de synthèse et leurs excentricités



A partir des exemples que nous avons présentés, nous remarquons que la valeur de l'excentricité discrimine les objets et ne varie pas avec leur translation, leur rotation ou leur agrandissement, elle décrit donc la forme des objets.

▪ ***Illustration***

L'algorithme que nous avons développé est simple et donne de bons résultats. L'excentricité se détermine segment par segment suite à la hiérarchisation. La figure 3.18 présente l'excentricité de quelques vaisseaux.



*Figure 3.16 : Tortuosité*

### 6 CONCLUSION

Nous avons développé un ensemble d'algorithmes en vue de procéder à l'analyse et à la reconnaissance des formes des vaisseaux de la rétine et de réaliser une quantification de la rétinopathie diabétique. Après l'algorithme de recalage que nous venons de décrire ses différentes étapes, procède à une amélioration de la structure d'image.

La détermination des facteurs de formes en l'occurrence l'excentricité, s'effectue sur chacun des segments ainsi définis.

Les algorithmes développés dans ce chapitre visent à aider les spécialistes dans le diagnostic de la rétinopathie diabétique en leur fournissant des données quantitatives concernant l'état des vaisseaux de la rétine.

La quantification de la tortuosité des entités vasculaires de la rétine, être utilisée aussi dans le cadre du suivi de la rétinopathie diabétique. Le suivi consiste à comparer la tortuosité des vaisseaux correspondants pour déterminer leurs déformations au cours de l'atteinte rétinienne.



# Chapitre 4



*La  
réalisation*

### 1. Introduction

La réalisation est une phase qui consiste à traduire les structures des solutions proposées pendant la méthodologie, dans un langage de programmation en intégrant une base de données avec un maximum de sécurité.

Dans ce chapitre nous allons définir l'architecture du système et les technologies de développement nous avons utilisées.

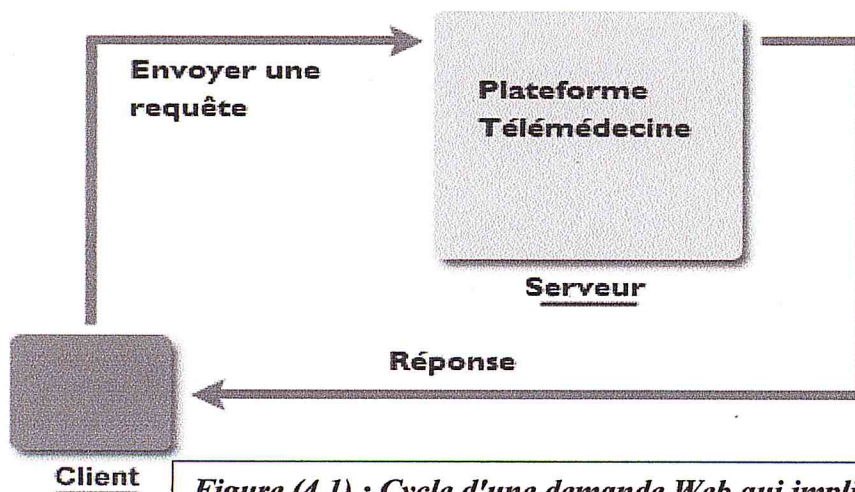
### 2. Environnement de développement

#### 2.1 Matlab

Est un langage de haut niveau et un environnement interactif pour le calcul numérique, la visualisation et la programmation. MATLAB, vous pouvez analyser les données, développer des algorithmes, et de créer des modèles et des applications. Le langage, des outils et des fonctions intégrées de mathématiques vous permettent d'explorer des approches multiples et parvenir à une solution plus rapide que des feuilles de calcul ou des langages de programmation traditionnels.

#### 2.2 PHP

Est un langage de script côté serveur. Cela signifie que la transformation se produit dans le serveur par la consommation des ressources de serveur et envoie uniquement la sortie au client. Dans un langage de script côté client comme JavaScript, le traitement se passe dans l'ordinateur du client consomme ses ressources.



*Figure (4.1) : Cycle d'une demande Web qui implique*



### 2.3 Xampp serveur

Est une plateforme de développement Web de type XAMPP, permettant de faire fonctionner localement (sans se connecter à un serveur externe) des scripts PHP. Xampp\_Server n'est pas en soi un logiciel, mais un environnement comprenant deux serveurs (Apache et MySQL), un interpréteur de script (PHP), ainsi qu'une administration pour les deux bases SQL PhpMyAdmin et SQLiteManager.

La grande nouveauté de Xampp\_Server 1.8 réside dans la possibilité d'y installer et d'utiliser n'importe quelle version de PHP, Apache ou MySQL en un clic. Ainsi, chaque développeur peut reproduire fidèlement son serveur de production sur sa machine locale.

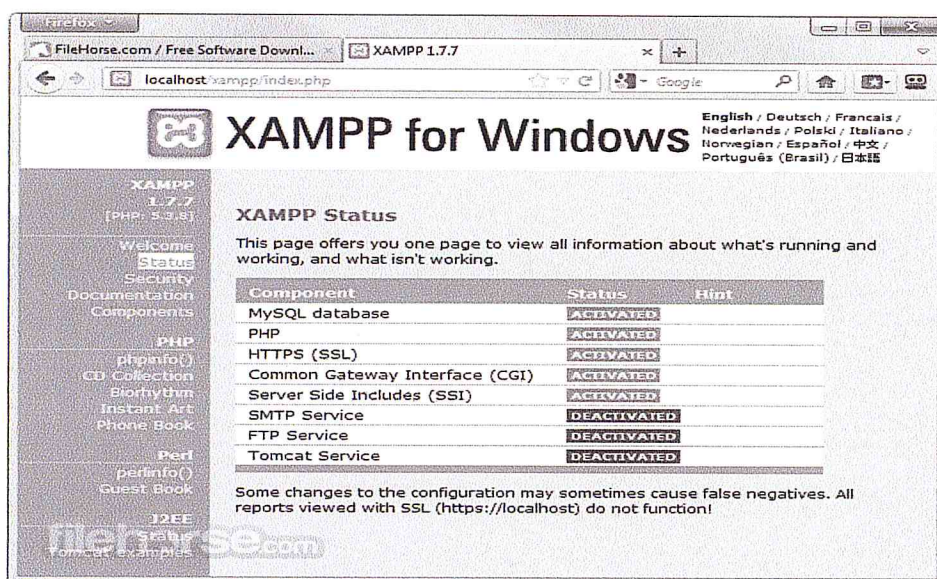
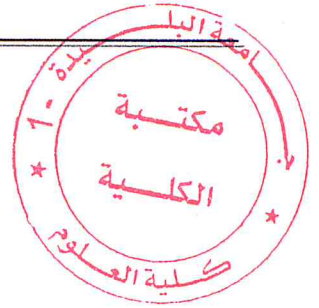


Figure (4.2) : xampp\_serveur

### 2.4 MySQL

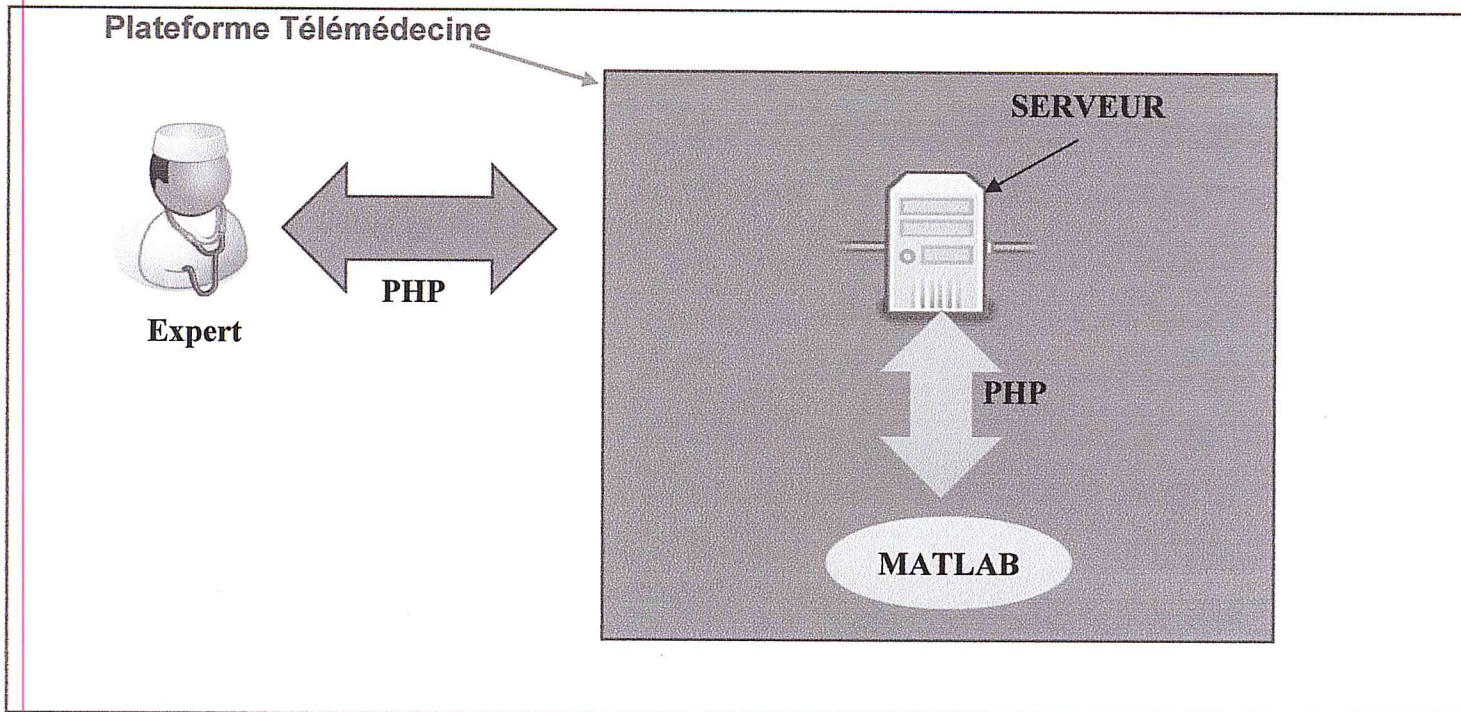
MySQL est un système de gestion de base de données (SGBD). Selon le type d'application, sa licence est libre ou propriétaire. Il fait partie des logiciels de gestion de base de données les plus utilisés au monde, autant par le grand public (applications web principalement) que par des professionnels, en concurrence avec Oracle et Microsoft SQL Server.



### 3. Systeme

#### 3.1 Vue globale

Le schéma suivant représente une vue globale sur notre système.



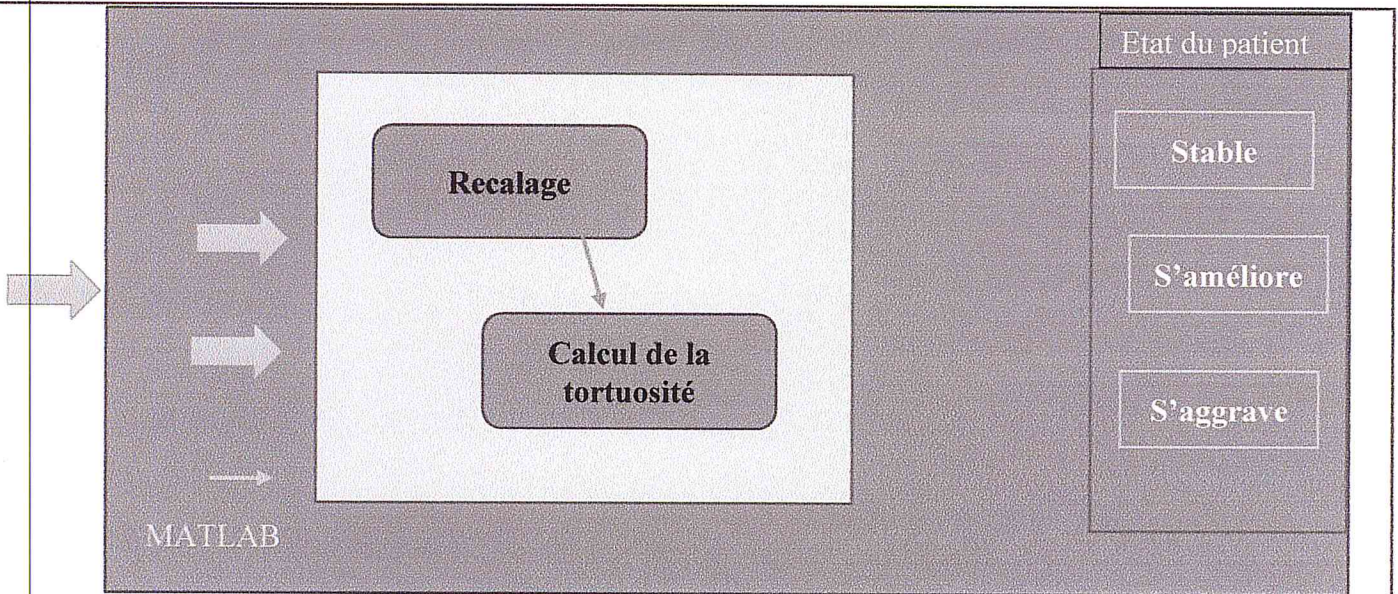
*Figure (4.3) : vue globale du système*

- **Plateforme Télémédecine** : la plateforme de télémédecine est conçue pour mettre à disposition de ces professionnels un environnement en lequel ils puissent avoir confiance. Ergonomie, fiabilité et sécurité sont ici des critères indispensables.
- **L'expert** : qui peut être un médecin ou quelqu'un qui a subi une formation pour manipuler l'appareil de la rétinographie.
- **Serveur** : qui permet le stockage de données (images, informations sur patient,..).
- **PHP** : joue le rôle d'intermédiaire entre l'expert et la plateforme, ainsi qu'entre le serveur et Matlab.



### 3.2 *Vue interne*

Le schéma suivant représente une vue interne sur notre système.



*Figure (4.4) : vue interne du système*

La première étape consiste à la mise en correspondance de chaque deux images (voir la page).

Les deux images vont subir des traitements (voir la page22) afin de pouvoir calculer la tortuosité des vaisseaux.

La dernière phase consiste à comparer la tortuosité des vaisseaux classifiés pour déduire l'état de santé du patient. On constate 3 cas :

-Stable => si les valeurs de tortuosité sont égales dans les deux images.

-Améliorer => si les valeurs de tortuosité dans l'image récente sont inférieur a les valeurs de tortuosité dans l'image précédente.

- Aggraver => si les valeurs de tortuosité dans l'image récente sont supérieures a les valeurs de tortuosité dans l'image précédente.

**Note :** la comparaison prend en considération la position des vaisseaux.

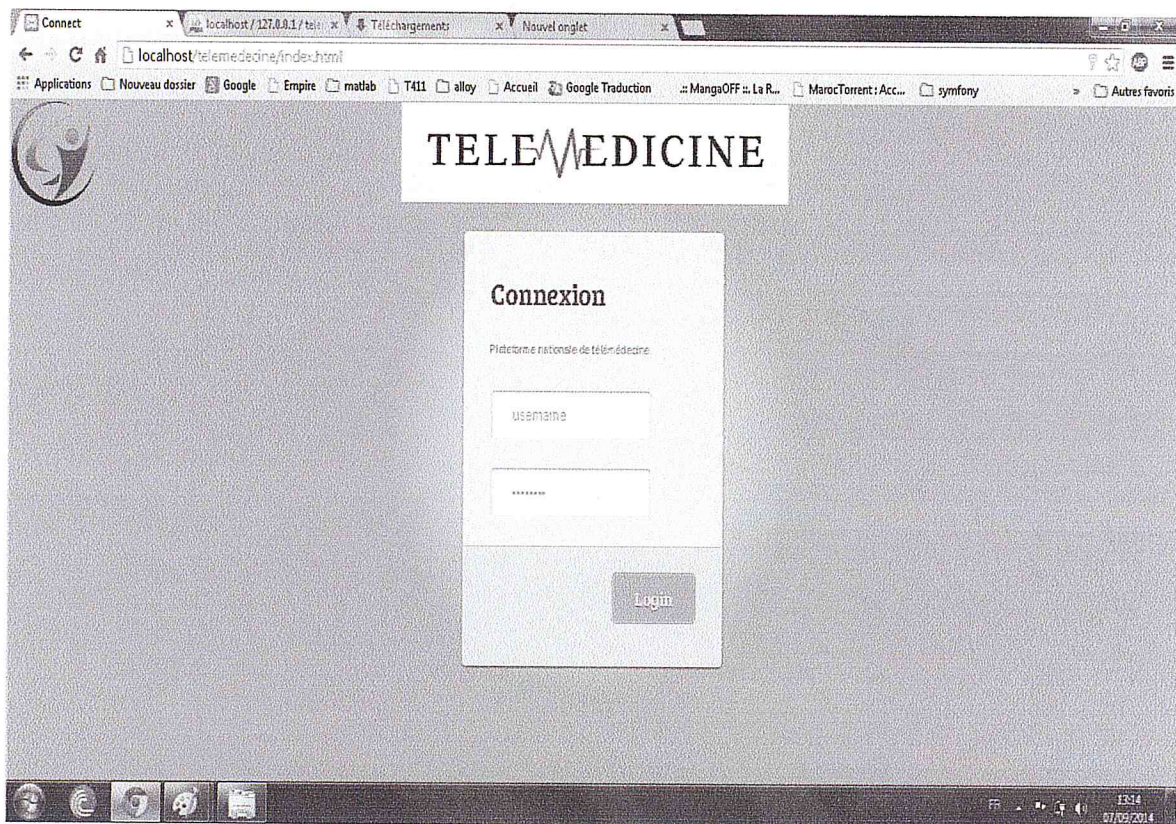


### 4. Fonctionnalités du système

Vu que le système possède beaucoup de fonctionnalités nous avons choisis quelques interfaces incluent dans l'application pour les expliquer.

#### - *Interface d'authentification*

Cette page offre un aperçu de l'application web. On retrouve l'interface d'authentification permettant aux différents utilisateurs d'accéder à leurs sessions.

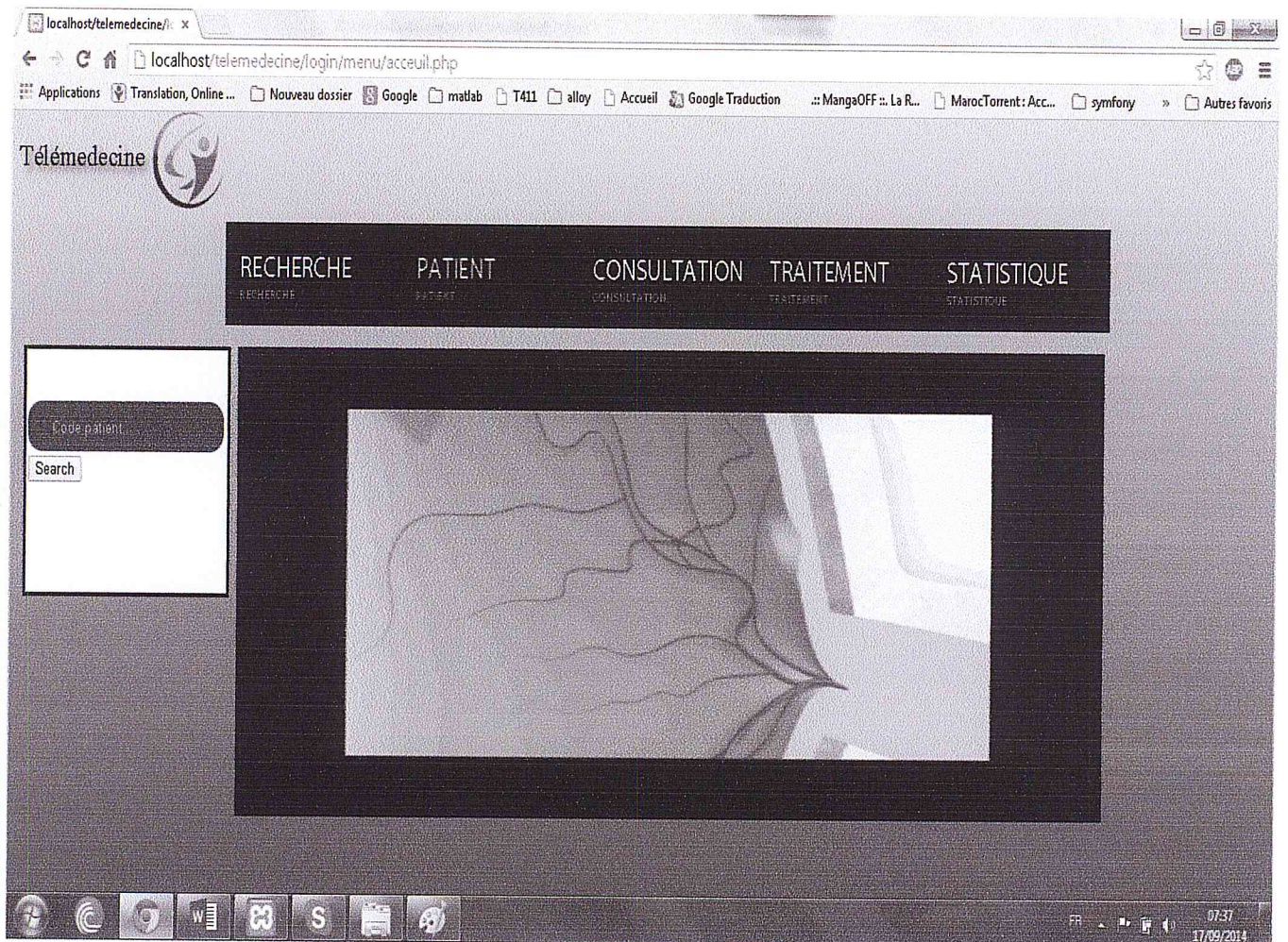


**Figure (4.5) : Formulaire d'authentification**



### - Page d'accueil

C'est la page qui s'affiche lorsque l'utilisateur réussit l'étape de d'authentification. A partir de cette fenêtre on peut continuer à utiliser l'application grâce à la barre de menu.



*Figure (4.6) : page\_accueil*



### - Page consultation

Cette page permet *au* médecin de visualiser les images du patient à l'aide d'un zoom, ce qui facilite la description, l'identification et la classification des maladies.

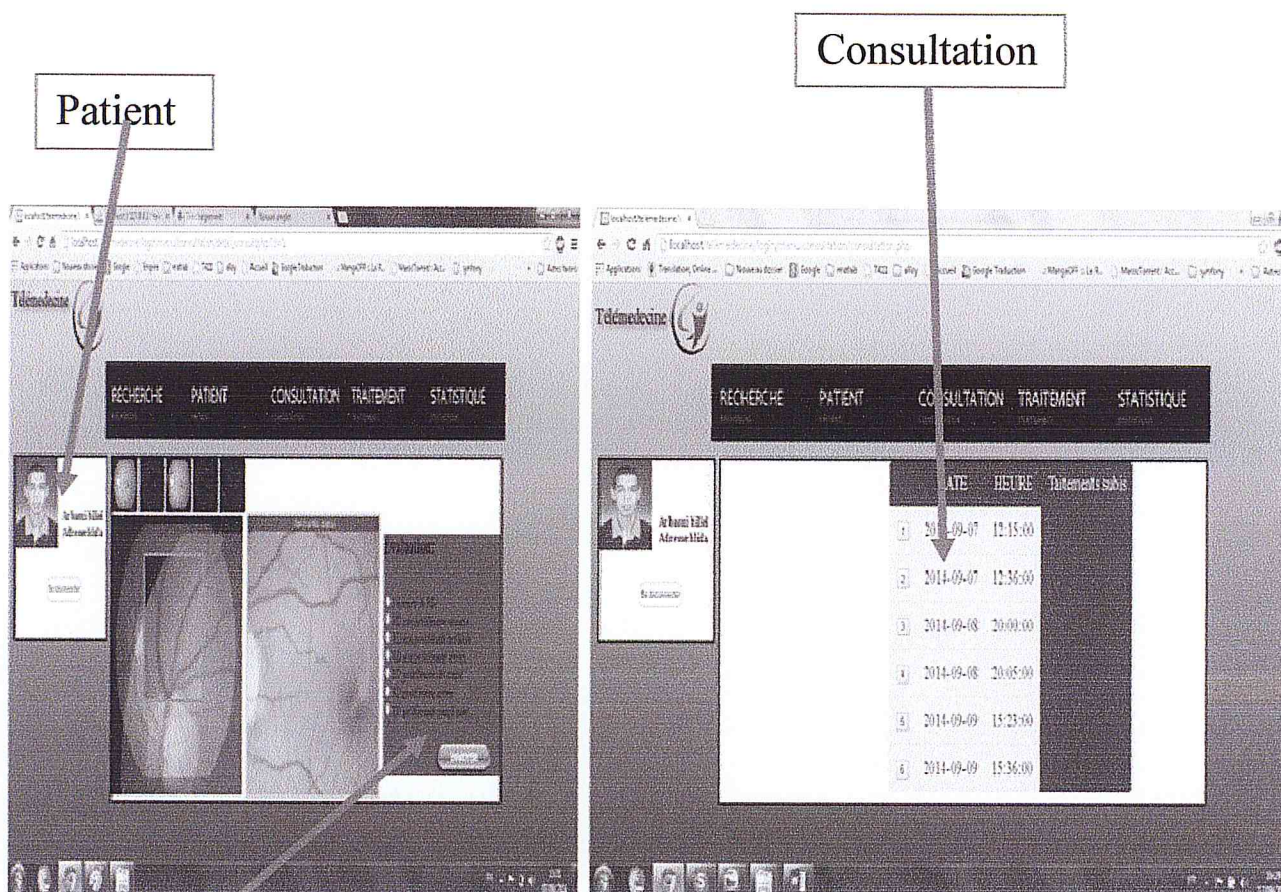


Figure (4.7) : page\_consultation

Classifications



### - Page traitement

Elle donne la possibilité au médecin de savoir l'état actuel du patient, et d'intervenir.

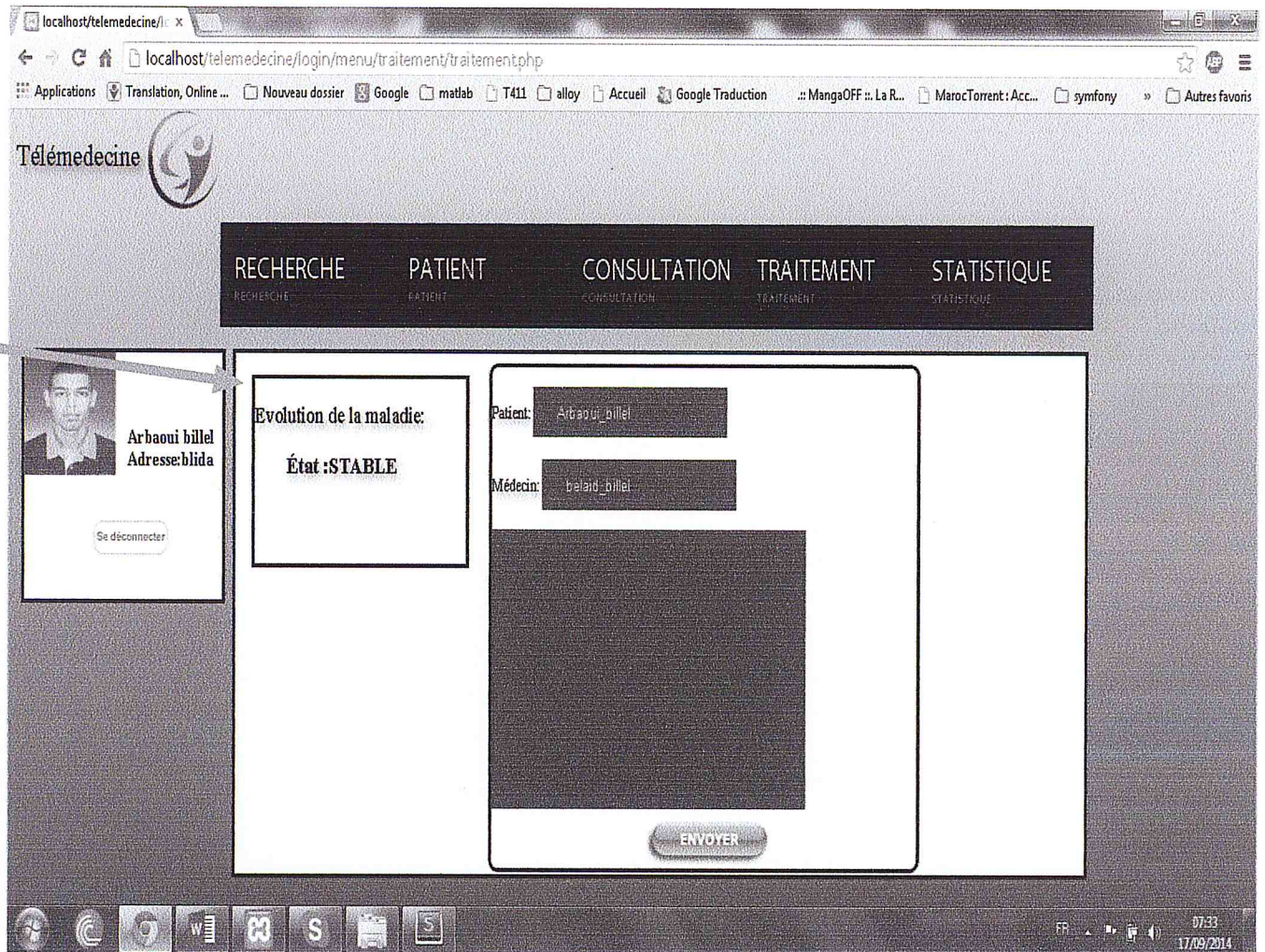
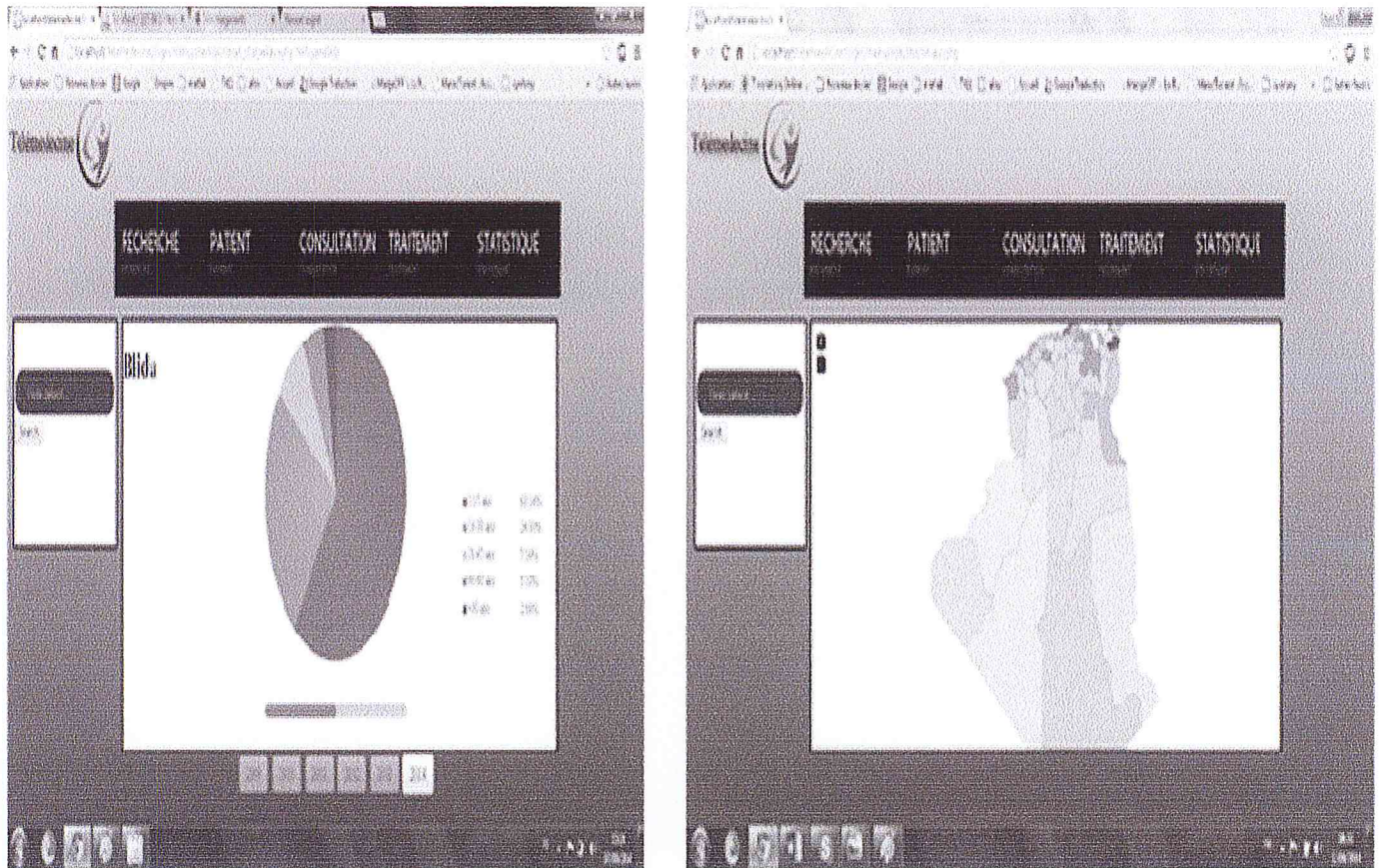


Figure (4.8) : page\_traitement



### - Page statistique

Il s'agit de statistiques descriptives pour chaque wilaya d'Algérie.



*Figure (4.9) : page\_stat*

## 5. CONCLUSION

L'objectif de notre projet était de créer une application web pour le diagnostic à distance, offrant un ensemble de services tels que l'accès aux informations des patients, la consultation, et les statistiques.

Plusieurs technologies ont été nécessaires pour la réalisation de notre projet, on citera donc le langage HTML pour la réalisation des pages statiques, le langage PHP pour la partie dynamique, SQL pour l'élaboration des requêtes d'interrogation de la base de donnée, et enfin le logiciel MATLAB pour le traitement d'images.




## *Conclusion générale*

- Durant cette étude, nous avons pu constater que les techniques de recalage et les méthodes de calcul de la tortuosité sont nombreuses et variées, ainsi que la télémédecine est une réalité dont l'ampleur pourrait croître au rythme de l'évolution de la technologie et de l'intérêt des médecins et du public. En effet, les applications de télémédecine permettent de répondre à l'objectif général de notre système de santé qui est d'assurer un égal accès à des soins de qualité. La télémédecine peut être considérée comme un outil permettant d'améliorer l'accès et la qualité des soins. C'est pourquoi il faut encourager la création et la mise en place de nouvelles opérations sur tout le territoire mais en tenant compte des spécificités régionales. La promotion de cet outil passe notamment par son évaluation, la diffusion des expériences auprès des professionnels et des financeurs, l'information des médecins et du public sur ses limites et ses difficultés actuelles.


- La télémédecine s'affranchit des distances. Elle suppose de dépasser le cadre régional, car la télémédecine a vocation à effacer les frontières. Les exemples des pays étrangers doivent pousser à progresser dans la mise en place de dispositifs de télémédecine.


# Bibliographie


 **ESSILOR**, ressource scientifique <<anatomie de l'œil>> Formation de l'image, Fonctionnement de l'œil, format pdf 12pages.


 **Haïba LEKHAL Per Einar ELLEFSEN**<< La perception des couleurs par l'œil>> Lycée Français Jean Monnet, 2001 – 2002,35 pages.

 <<Anatomie et physiologie de l'œil>> Cours Anatomie & Physiologie CNFSOC/ISOs, 36 pages.


 **SALAH Anissa , MEDJAOUI Asmae** <<Analyse des images rétiniennes : Application à la détection des lésions sombres>>Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen 25 juin 2013,74page .

 **BELHADI somia** << Analyse automatique des angiographies rétiniennes pour l'aide au diagnostic de la rétinopathie diabétique>> Université SAAD DAHLAB BLIDA .

 **Professeur Michel MOUILLON**,<< **La rétinopathie diabétique** >> Faculté de Médecine de Grenoble, Juillet 2005,7pages.

 << Information sur la rétinopathie diabétique>> Révision AG 18/01/10 13:01,17pages.

 <http://www.tsi.enst.fr/Downloads/bio/Clinique%20de%20l'oeil.htm> .

 **R.anquetil,R. barbertéguy,jm. Bernou,P.labes,C.belhomme.** le réseau de transfert d'image interhospitalier d'aquitaine 1999.





Field, M.J. (1996). *Telemedicine: A Guide to Assessing Telecommunications in Health Care*. Washington, D.C.: National Academy Press.



« Le recalage d'images », Caroline Petitjean Université de ROUEN 22 mars 2012 ,59 pages.



SoumiaBelhadi, NadjaBenblidia, « Recalage des images rétinienne :fondement théorique et état de l'art» Université SAAD DAHLEB DE BLIDA 5 page



B. Zitova & J. Flusser. *Image registration methods : a survey*. *Image and Vision Computing*, vol. 21, no. 11, pages 977{1000, octobre 2003.



Recalage non rigide d'images cérébrales 3D avec contrainte de conservation de la topologie mémoire docteur de l'université louis pasteur 10 mars 2006,228page.



A. Gu\_eziec & N. Ayache. *Medical Image Registration Using Geometric Hashing*. *IEEE Computational Science and Engineering Magazine*, vol. 4, no. 4, pages 29{41, octobre 1997.



K. Rohr, H.S. Stiehl, R. Sprengel, T.M. Buzug, J. Weese & M.H. Kuhn. *Landmark-based elastic registration using approximating thin-plate splines*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, no. 6, pages 526{534, juin 2001.



K. Rohr, M. Fornefett & H. S. Stiehl. *Approximating Thin-Plate Splines for Elastic Registration : Integration of Landmark Errors and Orientation Attributes*. In *Information Processing in Medical Imaging, LNCS-1613*, pages 252{265, juin 1999.



P.A. Van den Elsen, J.B.A. Maintz, E.-J.D. Pol & M.A. Viergever. *Automatic registration of CT and MR brain images using correlation of geometrical features*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 14, no. 2,

pages 384{396, 1995.



D. Shen & C. Davatzikos. *HAMMER : hierarchical attribute matching mechanism for elastic registration. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 21, no. 11, pages 1421{ 1439, novembre 2002.*



Z. Xue, D. Shen & C. Davatzikos. *Determining correspondence in 3-D MR brain images using attribute vectors as morphological signatures of voxels. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 23, no. 10, pages 1276{ 1291, octobre 2004.*



K. S. Arun, T. Huang & S. D. Blostein. *Least-squares fitting of two 3-D point sets. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 6, no. 5, pages 698{700, 1987.*



P.J. Besl & N.D. McKay. *A Method for Registration of 3-D Shapes. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 14, no. 2, pages 239 { 256, février 1992.*



J.P.W. Pluim, J.B.A. Maintz & M. A. Viergever. *Mutual-information-based registration of medical images : a survey. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 22, no. 8, pages 986{1004, out 2003}.*



J.P.W. Pluim, J.B.A. Maintz & M.A. Viergever. *f-information measures in medical image registration. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 23, no. 12, pages 1508{1516, 2004}.*



Herbert Bay, Tinne Tuytelaars, and Luc Van Gool. *Surf: Speeded up robust features. In Springer Berlin / Heidelberg, editor, Computer Vision – ECCV 2006, volume 3951 of Lecture Notes in Computer Science, pages 404–417, 2006*



: M André *introduction aux techniques de traitement d'images, Eyrolles, 1987.*





: R.C GONZALES et P.WINTZ. *Dijital image processing* Wessely, 1997.



Yaovi GAGOU *Cours de Traitement d'Image, Universit'e de Picardie Jules Verne*, 2007-2008,31pages.



E.N.S.B.A.N.A. 2ème année - TD d'informatique scientifique - 2002/2003  
«*Initiation au traitement d'images avec MATLAB*»13 pages.



Serge BEUCHER soutenance le5 juin 19990 «*segmentation et d'images morphologie mathématique*» présenté à l'école nationale des Mines de Paris ,302 page.



ASSOGBA K., «*!Analyse et reconnaissance des formes des vaisseaux rétiniens pour la quantification de leurs modifications!*» Thèse de Docteur de l'Université Paris XII. Mars 1999.



Kokou Assogba ,Yasmina ouaoune,Philippe Bunel«*Classification par division/fusion pour la détection des rétinopathies vasculaires en angiographie rétinienne en fluorescence,*>> Collège Polytechnique Universitaire, 01 B.P. 2009 RP Cotonou Bénin, 14pages.



[http: //www.wikipédia.com](http://www.wikipédia.com)



[fr.m.Wikipedia.org/Wiki/MATLAB](http://fr.m.Wikipedia.org/Wiki/MATLAB)

