

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique  
Université Abderrahmane MIRA – Bejaia  
Faculté de Technologie  
Département de Génie Electrique

## Projet de fin d'études

En vue de l'obtention du diplôme de Master

Filière : Electronique

Option : Télécommunication

### Thème :

**LA TOMOGRAPHIE A COHERENCE OPTIQUE  
APPLICATION EN OPHTALMOLOGIE**

*Présenté par :*

Melle : ASBAI RADIA

*Encadré par :*

Mr. A. ALLICHE

Mr. A. MEKHMOUKH

Promotion 2016

## **Remerciement :**

*Tout d'abord nous tenons à manifester notre louage à dieu qui nous a donné la force et la patience pour réaliser ce modeste travail.*

*Nous tenons à exprimer toute notre gratitude à nos parents qui nous a apprenez l'éducation.*

*Notre remerciement à Mr. ALLICHE Abdenour et Mr. MEKHMOUKH Abdenour pour leurs encadrements, pour la confiance qu'ils nous ont témoigné, leurs disponibilités permanente, leurs patiences et leurs orientations qui nous ont permis de mener à bien ce travail.*

*Nous remercions également tous nos enseignant depuis le primaire jusque là pour leurs conseils, leurs encouragements et leurs aides durant toute la période de nos études.*

*Ainsi que Nous adressons nos vifs remerciement à l'ensemble des membres de jury, pour l'honneur qu'ils nous font en acceptant d'examiner et de juger notre modeste travail.*

*Nous tenons à exprimer nos reconnaissances les plus sincères à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la concrétisation de ce travail chacun à sa façon.*

*ASBAI Radia*

## *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail :*

*A mes chères parents, qui mon encouragé, orienté et surtout  
ont contribué à la réalisation de mon travail.*

*A mes chères sœurs et mon petit frère OUSSAMA*

*A touts ma famille paternel ainsi que maternel*

*A tout mes amis et a tout personne qui mon aidé de réaliser  
mon travail chacun à sa façon*

*RADIA*

## Sommaire

INTRODUCTION GENERALE: .....	1
<b>CHAPITRE I : GENERALITES</b>	
I.1.Introduction : .....	3
I .2. Définition de l'imagerie médicale : .....	3
I.3. Historique : .....	3
I.4. METHODES D'IMAGERIE : .....	4
I.5. LA TOMODENSITOMETRIE : .....	6
I.5.1 : Définition et principe : .....	6
I.5.2 : Avantage de la tomodensitométrie :.....	7
I.5.3 : Inconvénients de la tomodensitométrie :.....	7
I.5.4 : Applications de la tomodensitométrie : .....	7
I.6. L'IMAGERIE NUCLEAIRE : .....	8
I.6.1. Définition :.....	8
I.6.2. Principe de la médecine nucléaire:.....	8
I.6.3. L'imagerie par tomographie par émission de positons (TEP) :.....	8
I.6.4.L'imagerie par tomographie par émission de simple photon (TEMP) :.....	8
I.6.5. Avantages de la médecine nucléaire :.....	9
I.6.6. Inconvénients de la médecine nucléaire :.....	9
I.6.7. Applications de la médecine nucléaire : .....	9
I.7. L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE : .....	9
I.7.1. Définition :.....	9
I.7.2. Principe de l'IRM : .....	10
I.7.3. Composantes de l'imageur IRM :.....	10
I.7.4. Avantages de l'IRM : .....	10
I.7.5. Inconvénients de l'IRM : .....	10
I.7.6. Applications de l'IRM :.....	10
I.8. IMAGERIE ULTRASON : .....	11
I.8.1. Définition d'ultrason :.....	11
I.8.2. Principe de l'imagerie ultrason : .....	11

# La table de matière

---

I.8.3. L'échographie :	12
I.8.3.1 : Définition :	12
I.8.3.2 : Principe de l'échographie :	12
I.8.3.3 : Avantage de l'échographie :	12
I.8.3.4 : Inconvénients de l'échographie :	12
I.8.3.5 : Applications de l'échographie :	12
I.9. CONCLUSION :	13

## **CHAPITRE II: LA TOMOGRAPHIE A COHERENCE OPTIQUE**

II.1 INTRODUCTION:	14
II.2. Définition:	14
II.3. Principe physique de l'oct :	14
II.3.1. Interférence de deux faisceaux :	15
II.4. Les différentes configurations d'OCT:	17
II.4.1. Tomographie par cohérence optique temporelle :	17
II.4.2 Tomographie par cohérence optique fréquentielle :	17
II.4.3. Tomographie par cohérence optique plein champs :	17
II.5. Mode de fonctionnement d'un système OCT:	18
II.6. Montage OCT :	19
II.6.1. Optique :	19
II.6.2. Electronique :	23
II.6.3. Mécanique :	23
II.6.4. Matériel connexe :	23
II.7. Analyse d'images :	24
II.7.1. Définition d'une image numérique :	25
II.7.2. Le pixel :	25
II.7.3. La définition :	25
II.7.4. La résolution :	26
II.8. Logiciel d'acquisition :	26
II.9. Conclusion :	26

## **CHAPITRE III: APPLICATION DE L'OCT EN OPHTALMOLOGIE**

III.1. INTRODUCTION :	27
III.2. Description générale de l'œil :	27

## La table de matière

---

III.2.1. Anatomie du globe oculaire : .....	27
III.2.2. Formation d'image : .....	28
III.2.3. Anatomie de la rétine : .....	29
III.2.4. Les pathologies rétinienne : .....	30
III.3. Évaluation de la qualité de l'image : .....	30
III.4. Segmentation d'image : .....	31
III.5. Les C-moyennes floues ou Fuzzy C-Means (FCM) : .....	32
III.5.1. L'algorithme des FCM : .....	33
III.5.2. Contraintes liées à la classification : .....	33
III.6. Description de base de données : .....	33
III.7. Résultats et discussions : .....	34
III.7.1 : Etude d'une image sans bruit : .....	34
III.8. Analyse de segment antérieure : .....	37
III.9. Analyse de segment postérieur : .....	42
III.9.1 : Prétraitement : .....	45
III.9.2 : Détection des différentes couches et des différentes limites : .....	45
III.10 : Conclusion : .....	48
CONCLUSION GENERALE : .....	49

Annexe

## Liste des figures :

<b>Figure I.1</b> : Domaine énergétique de l'imagerie médicale actuelle.....	4
<b>Figure I.2</b> : image d'un tableau pour une comparaison succincte des principales familles d'imagerie biomédicale .....	6
<b>Figure I.3</b> : La tomodensitométrie (scanner X).....	7
<b>Figure I.4</b> : Comportement des ultrasons lorsqu'ils se rencontrent avec une interface..	12
<b>Figure II.1</b> : Schéma général du principe de la tomographie par cohérence optique.....	16
<b>Figure II.2</b> : Définition de différents scans en OCT.....	18
<b>Figure II.3</b> : Schéma du montage optique de l'OCT.....	19
<b>Figure II.4</b> : Spectre de la source.....	20
<b>Figure II.5</b> : Schéma du collimateur (utilisé dans les systèmes cardiovasculaire).....	21
<b>Figure II.6</b> : Schéma du bras d'échantillon avec des lentilles $f_1 = 75$ mm et $f_2 = 150$ mm. (dans un système cardiovasculaire) .....	22
<b>Figure II.7</b> : spectromètre utilisé pour la détection.....	23
<b>Figure II.8</b> :Schéma général du flux de l'information.....	25
<b>Figure II.9</b> : Schéma des principales fonctions du logiciel d'acquisition.....	26
<b>Figure III.1</b> : structure de l'œil. ....	28
<b>Figure III.2</b> : Les différentes couches de la rétine.....	29
<b>Figure III.3</b> : Système d'analyse des images rétinienne.....	31
<b>Figure III.4</b> : image originale .....	34
<b>Figure III.5</b> : Résultat de la segmentation par FCM .....	35
<b>Figure III.6</b> : Résultat obtenu lors de segmentation avec OCT. ....	35
<b>Figure III.7</b> : le menu apparus lors d'une exécution OCT. ....	36
<b>Figure III.8</b> : segment antérieur.....	37
<b>Figure III.9</b> : méthodes de mesure d'angle de filtration.....	38
<b>Figure III.10</b> : image de référence (image binaire de teste illustrant l'angle de filtration). .....	38
<b>Figure III.11</b> : contour obtenue à partir du l'image de référence. ....	39
<b>Figure III.12</b> : graphique des valeurs d'erreurs. ....	39
<b>Figure III.13</b> : la distance AOD et l'angle TIA obtenus. ....	40
<b>Figure III.14</b> : la surface TISA. ....	40

<b>Figure III.15</b> : La chambre antérieure pour les différents degrés de pathologie.(Le changement de la forme d'angle) .....	42
<b>Figure III.16</b> : Schéma d'une coupe rétinienne marquée avec les zones caractéristique. ....	42
<b>Figure III.17</b> :exemple des couches posé sur une image détecté au moyen d'algorithme décrit dans cette partie (NFL : rouge ; ONL : vert, RPE : bleu).....	43
<b>Figure III.18</b> : schéma de l'algorithme d'analyse du fond de l'œil. ....	44
<b>Figure III.19</b> : image utilisée (avant le prétraitement).....	45
<b>Figure III.20</b> : image obtenue après le traitement et la filtration(image d'entrée).....	45
<b>Figure III.21</b> : image obtenue pour la détermination de RPE.....	46
<b>Figure III.22</b> : Fragment élargis de l'image mentionné d'entrée.....	46
<b>Figure III.23</b> :image obtenue appliquant la première étape. ....	47
<b>Figure III.24</b> :image obtenue on ajoutons un bruit gaussien marqué en bleu. ....	47
<b>Figure III.25</b> : image obtenue lors de la correction des différentes couches.....	48



***INTRODUCTION***  
***GENERALE***

## **INTRODUCTION GENERALE :**

L'imagerie optique connaît depuis les trois dernières décennies des poussées sur plusieurs fronts dans le domaine médical. L'utilisation de la lumière permet d'envisager le remplacement de méthodes invasives par des techniques ne nécessitant pas l'utilisation de marqueurs, le prélèvement de tissus ou l'utilisation de radiation ionisante. Les modalités d'imageries optiques modernes se classent en deux catégories selon leur profondeur de pénétration et leur résolution. D'abord, il y a les techniques d'imagerie diffusés qui permettent d'intégrer l'absorption de la lumière dans un grand volume de tissus. Elles fournissent des images possédant une très faible résolution spatiale (de l'ordre du cm) mais une très grande résolution temporelle sur une zone pouvant atteindre quelques centimètres. Un exemple est la spectroscopie de l'infrarouge proche (Near Infra-Red spectroscopy, NIRS) qui permet de suivre avec précision la quantité d'hémoglobine oxygénée et non-oxygénée dans le cerveau et permet de calibrer les mesures prises par imagerie par résonance magnétique fonctionnelle ou la réponse mesurée ne dépend que du niveau d'oxygénation du sang.

Ensuite, il y a les techniques d'imagerie balistiques qui utilisent les photons non ou très peu diffusés pour obtenir des images à très haute résolution de tissus mais avec une très faible pénétration. La microscopie confocale est sans aucun doute le type d'imagerie balistique le plus connu et le plus utilisé en recherche. Elle permet, à l'aide de marqueurs fluorescents, de reconstruire de cartes précises de la position de molécules cibles dans un tissu ou une culture cellulaire à une résolution pouvant atteindre le micron. Dans cette même catégorie, on retrouve également la microscopie deux photons qui permet de détecter plusieurs fluorophores par l'utilisation de multiples canaux et la tomographie optique qui est analogue à la technique de l'échographie qui utilise les ultra-sons au lieu de la lumière. La technique d'imagerie balistique sur laquelle va porter ce mémoire est la tomographie par cohérence optique (Optical Coherence Tomography, OCT).

La tomographie par cohérence optique (OCT) est une modalité d'imagerie qui permet de visualiser des coupes des couches superficielles, jusqu'à un millimètre de profondeur. Il s'agit d'une technologie relativement récente. Elle est principalement employée en ophtalmologie pour mesurer l'épaisseur de la rétine au niveau de la macula. Elle est devenue un outil ordinaire pour l'investigation de la partie postérieure de l'œil. En particulier, elle permet d'examiner le segment antérieur de l'œil pour mesurer les détails des pathologies de la cornée et les changements structurels de l'angle de chambre et de l'iris.

Dans ce contexte médical, le but de ce travail est de mettre en œuvre le principe physique de la tomographie par cohérence optique ainsi que son application en ophtalmologie tel que délimiter les couches de la rétine dans les images OCT et l'application pour le segment antérieure et le segment postérieure.

Pour répondre à cet objectif nous avons partitionné ce travail en 3 chapitres dans :

Le premier chapitre consiste à la description des différentes méthodes d'imagerie médicales ainsi leur principes, leur avantages, leur inconvénients et les applications de chaque méthode.

Dans le second chapitre nous allons rester toujours sur la littérature telle que l'explication de principe physique de l'OCT, les différentes configurations d'OCT et le montage d'OCT.

Ensuite, nous aborderons dans le troisième chapitre quelques généralités dans le domaine ophtalmologique dont nous décrirons l'anatomie de l'œil puis l'application de l'OCT sur le segment antérieur et postérieur de l'œil. Et afin de segmenter et de réaliser une classification des différentes couches de la rétine nous allons proposer la méthode FCM pour une comparaison avec l'oct.

Enfin, une conclusion générale nous permet d'analyser les résultats obtenus et envisager quelques perspectives pour la suite de ce travail.

***CHAPITRE I :***  
***GENERALITES***

## **I.1.INTRODUCTION:**

L'imagerie médicale a donné lieu, ces dernières années, au développement d'un grand nombre de modalités destinées à faciliter le diagnostic et la thérapeutique. Leurs domaines d'utilisation sont variés, et souvent complémentaires.

Aujourd'hui, toutes les techniques d'imagerie médicale peuvent être améliorées grâce à des substances appelées agent de contraste injectés aux patients, ils augmentent la précision du résultat et peuvent aussi fournir des informations sur l'activité des organes pour des techniques normalement orientées vers l'imagerie anatomique.

Dans ce premier chapitre, nous allons étudier les notions de base de l'imagerie médicale, les différentes méthodes de l'imagerie médicale ainsi que les avantages, les limites et les applications de chaque méthode.

## **I.2. Définition de l'imagerie médicale :**

L'imagerie médicale est le procédé par lequel un médecin peut examiner l'intérieur du corps d'un patient sans l'opérer [1].

## **I.3. Historique :**

**1895** : découverte du principe des rayons X par Röntgen.

**1915** : propagation des ultrasons (SONAR).

**1934** : découverte de la radioactivité naturelle par Becquerel et Curie.

**1945** : découverte de la résonance nucléaire par Purcell et Bloch.

**1955** : première échographie par Edler.

**1972** : Scanner mis au point par Mc Cornack et Hounsfield.

**1973** : première image IRM d'un animal par Lauterbur.

**1990** : développement de la médecine nucléaire.

### I.4. METHODES D'IMAGERIE :

Les méthodes d'imagerie médicale sont nombreuses et utilisent plusieurs procédés physiques que sont [2] :

- Les rayons X.
- L'émission de rayonnement par des particules radioactives.
- Les ultrasons.
- Le magnétisme du noyau des atomes.

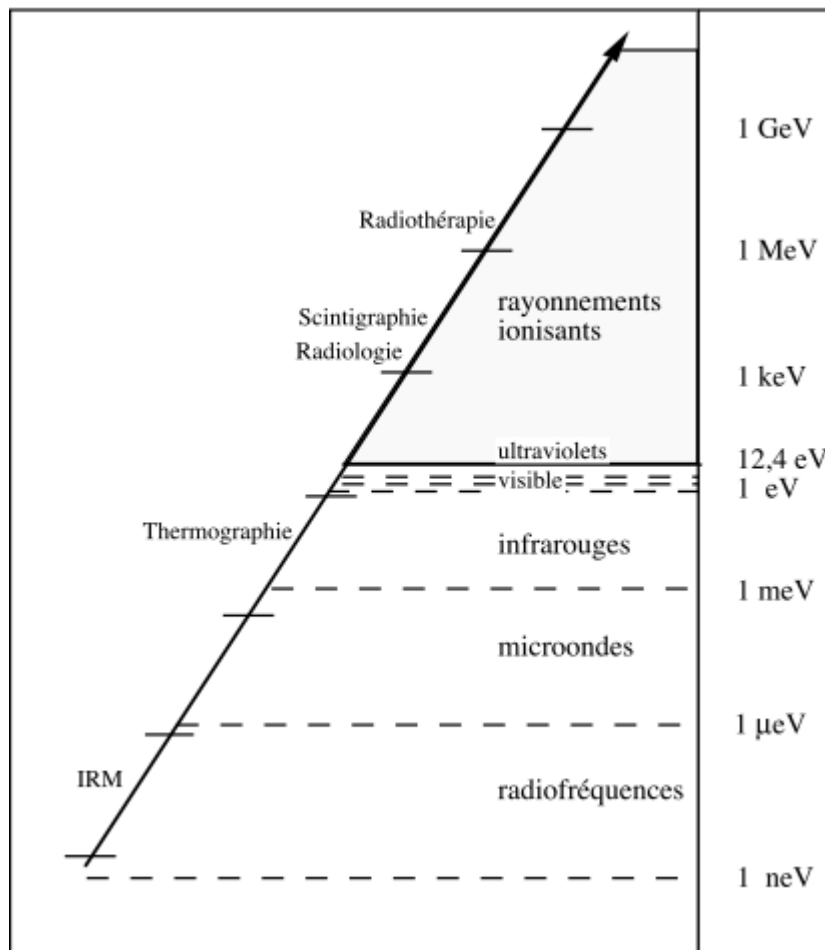


Figure I.1 : Domaine énergétique de l'imagerie médicale actuelle.

<i>Type d'imagerie biomédicale</i>	<i>Nature du phénomène physique</i>	<i>(grossissement) pouvoir séparateur</i>	<i>Type de mécanisme</i>	<i>Objet observé</i>	<i>Type d'image obtenu</i>
<b>Ceil nu, loupe, photo, caméra, endoscopie</b>	Rayonnement visible	(1 à 400) < 1 mm pour l'endoscopie	<b>RÉFLEXION</b> (parfois transparence / opacité)	vivant ou non surface 3D (épaisseurs si transparence)	films, photos, dessins, couleur ou N/B
<b>Microscopie optique</b>	Rayonnement visible	(10 à 3000) 1 $\mu$ m	<b>TRANSPARENCE / OPACITÉ</b>	en général coupes de 1 à 20 $\mu$ m d'épaisseur	films, photos, dessins, couleur ou N/B
<b>Microscopie électronique (M.E.) transmission</b>	Électrons	(50 à 500 000) 0,2 nm	<b>TRANSPARENCE / OPACITÉ</b>	coupes de 50 à 100 nm d'épaisseur	photos N/B
<b>M.E. cryofracture</b>	Électrons	idem	<b>TRANSPARENCE / OPACITÉ</b>	surface métallisée "ombrée"	photos N/B
<b>M.E. balayage</b>	Électrons	(10 à 200 000) 5 nm	<b>ÉMISSION</b> (apparence de réflexion)	surface 3D	photos N/B
<b>Radiographie</b>	Rayonnement X	0,2 mm	<b>TRANSPARENCE / OPACITÉ</b>	vivant : 3D (toute son épaisseur)	négatifs de photos N/B
<b>Scanner X</b>	Rayonnement X	$\geq$ 0,3 mm	<b>TRANSPARENCE / OPACITÉ</b>	vivant : coupe tomographique	image numérique 2D ou 3D (morphomètre)
<b>Tomoscintigraphie</b>	Rayonnement $\gamma$	7 à 12 mm	<b>ÉMISSION</b>	vivant : coupe tomographique	image numérique 2D fonctionnelle (parfois 3D)
<b>T.E.P. (tomographie par émission de positons)</b>	Rayonnement $\gamma$	4 à 8 mm	<b>ÉMISSION</b>	vivant : coupe tomographique	image numérique 2D fonctionnelle (parfois 3D)
<b>I.R.M. (Imagerie par résonance magnétique) IRM fonctionnelle</b>	Ondes radio	0,5 à 1 mm (sites hospitaliers) sinon jusqu'à 0,05 mm. 3 à 10 mm en IRM fonctionnelle	<b>ÉMISSION</b>	vivant : coupe tomographique <i>comparaison de plusieurs coupes</i>	image numérique 2D ou 3D, anatomique ou image 2D paramétrique fonctionnelle
<b>EEG, MEG (Électro- et Magnéto-encéphalographie)</b>	Champs électromagnétiques	10 mm (MEG) à 20 mm (EEG)	<b>ÉMISSION</b>	vivant : surface extérieure	image numérique 2D (cartographie) ou paramétrée 3D (localisation)
<b>Thermographie (pour mémoire, car n'est plus utilisée)</b>	Rayonnement infra-rouge	environ 20 mm	<b>ÉMISSION</b>	vivant : surface extérieure	image numérique 2D (cartographie)
<b>Échographie</b>	Ultrasons 3,5 Méga Hertz : 7,5 Méga Hertz : (100 Méga Hertz) :	2 à 3 mm 0,5 à 1 mm. (0,05 mm.)	<b>RÉFLEXION</b>	vivant : coupe tomographique	image numérique 2D ou 3D

Figure I.2 : Un tableau pour une comparaison succincte des principales familles d'imagerie biomédicale.

## I.5. LA TOMODENSITOMETRIE :

### I.5.1 : Définition et principe [3] :

La tomodensitométrie X (TDM) ou scanographie est une méthode de diagnostic radiologique tomographique.

En termes simples, repose sur des milliers de radiographies du patient, prises sous divers angles. Dans les systèmes de TDM les plus courants, un tube à rayons X et un détecteur tournent simultanément autour d'une partie du corps du patient tout en prenant des clichés. Lors du traitement de l'image, tous les plans d'acquisition sont compilés afin de reconstruire la coupe à visualiser. Ce processus est répété pour différentes zones de l'organisme, ce qui donne une pile de coupes axiales en 2D du corps du patient. Des techniques avancées d'acquisition de données et de traitement informatique peuvent servir à produire un éventail d'images, notamment des perspectives 3D. Les appareils de TDM d'aujourd'hui possèdent plus d'une série de détecteurs (tomodensitomètres multi barrettes). Ils peuvent donc réaliser plus d'une coupe à la fois. De nombreux services d'imagerie disposent de tomodensitomètres à 16 ou 64 coupes, et certains établissements possèdent même des appareils à 320 coupes.

En plus de cette technique en simultané, la TDM hélicoïdale permet un déplacement constant de la table d'examen au cours de l'acquisition d'images. L'imagerie multi coupe conjuguée au balayage hélicoïdal permet de réduire le temps d'examen.

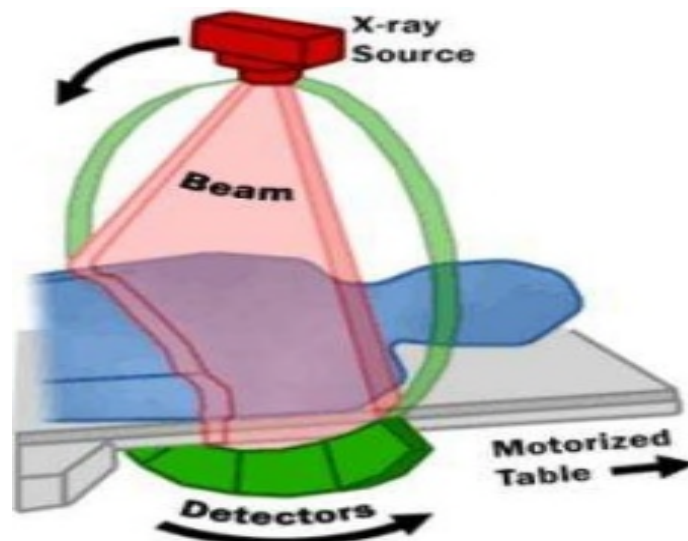


Figure I.3 : La tomodensitométrie (scanner X)



**I.5.2 : Avantage de la tomодensitométrie :**

- Bonne résolution spatiale.
- Examen rapide.
- Coût du scanner.

**I.5.2 : Inconvénients de la tomодensitométrie :**

- Examen irradiant.
- La multiplication d'examens peut-être néfaste.

**I.5.3 : Applications de la tomодensitométrie :**

- Scanner thoracique, abdominal, pelvien.
- Lésions osseuses, pathologies vasculaires.
- Egalement avec produit de contraste.

## **I.6. L'IMAGERIE NUCLEAIRE :**

### **I.6.1. Définition :**

La médecine nucléaire est une discipline médicale unique qui permet l'étude des fonctionnalités des organes du corps, contrairement à la radiologie générale qui permet uniquement de montrer l'apparence des organes [4].

### **I.6.2. Principe de la médecine nucléaire:**

Une substance radioactive, combinant le plus souvent un radioélément (iode 123, technétium 99, fluor 18...) à une molécule vectrice, est injectée au patient. Ce traceur, qui va s'accumuler dans l'organe cible, émet soit directement des rayonnements gamma (scintigraphie, tomographie par émission monophonique dite TEMP), soit des positons (TEP), qui eux-mêmes se décomposent en photons gamma. Ce rayonnement, révélateur de l'activité de l'organe, peut être détecté et permet de construire une image.

### **I.6.3. L'imagerie par tomographie par émission de positons (TEP) :**

La désintégration radioactive de la source administrée (comme le fluor 18) entraîne l'émission de positons (électrons possédant une charge positive). Lorsque ces particules entrent en collision avec les électrons de la matière, deux rayons gamma sont émis à un angle de 180 degrés. Ainsi, en TEP, les détecteurs en forme d'anneau sont placés tout autour du patient pour capter les photons émis. Une fois les paires de photons captées, une image montrant la répartition de la source radioactive peut être reconstruite par ordinateur. Puisque la source est interne, les différents tissus et les zones où le marqueur (c.-à-d., une substance pharmaceutique marquée à l'aide d'un radio-isotope) est plus ou moins capté paraissent comme des régions hyperdenses (zone chaude ou d'hyper captation du marqueur) ou hypo denses (zone froide ou d'hypo captation du marqueur) [3].

### **I.6.4.L'imagerie par tomographie par émission de simple photon (TEMP) :**

La TEMP utilise des isotopes radioactifs émetteurs de simples photons détectés à l'aide d'une gamma-caméra, composée de scintillateurs. L'émission d'un photon unique rend plus délicate la localisation du radio traceur et les corrections par algorithme. À la différence de la TEP, la tomographie par émission de simple photon n'est pas une méthode quantitative. D'autres spécificités caractérisent la TEMP. Les isotopes émetteurs de photons gamma (xénon 133, iode 123, technétium 99...) ne figurent pas dans les molécules biologiques comme le carbone, l'oxygène, l'hydrogène, l'azote, le phosphore ou le soufre. Ils peuvent donc modifier l'activité de la molécule d'intérêt biologique dans laquelle ils sont incorporés.

De plus, leur période radioactive (quelques heures) est bien plus longue que celle des émetteurs de positons. Cependant, les gamma-caméras, plus simples techniquement et moins coûteuses que les caméras utilisées pour la TEP, sont beaucoup plus répandues en milieu hospitalier (cardiologie, scintigraphie osseuse...) [5].

**I.6.5. Avantages de la médecine nucléaire :**

- image physiologiques

**I.6.6. Inconvénients de la médecine nucléaire :**

- Rayonnement ionisant

**I.6.7. Applications de la médecine nucléaire :**

- Cardiologie, pathologie ostéo-articulaire,
- pneumologie
- cancérologie, etc.

## **I.7. L'IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE :**

### **I.7.1. Définition :**

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une technique de diagnostic médical fournissant des images tridimensionnelles d'une partie du corps, notamment du cerveau et en coupe (bidimensionnelle) de grande précision anatomique. Cette technique récente, non invasive, est basée sur le phénomène physique de la résonance magnétique nucléaire [6].

### **I.7.2. Principe de l'IRM :**

Placés dans un champ magnétique puissant (de l'ordre de 1 tesla, soit 20000 fois l'intensité du champ magnétique terrestre), les noyaux d'hydrogène que contient le corps humain s'alignent telles de petites boussoles. Sous l'effet de brèves impulsions d'ondes radio, ils basculent, puis se réalignent sans arrêt, en émettant à leur tour des ondes dont les caractéristiques dépendent des tissus. Ce sont ces ondes qui servent à construire l'image [7].

### **I.7.3. Composantes de l'imageur IRM :**

L'imageur IRM est composé de cinq éléments [8] :

- L'aimant.
- Les émetteurs de signaux radio fréquences.
- Les récepteurs de signaux radio fréquences.
- Les bobines de gradient.
- L'unité de traitement de l'information.

### **I.7.4. Avantages de l'IRM :**

- Qualité de l'image (précision).
- Innocuité.
- Prises de vue dans toutes les orientations.

### **I.7.5. Inconvénients de l'IRM :**

- Relative lenteur (une image en quelques minutes).
- Ne permet pas d'imager les tissus dur.
- Coût élevé.

### **I.7.6. Applications de l'IRM :**

Imagerie de tous les tissus mous, notamment du système nerveux central (cerveau et moelle épinière). Les tissus contenant peu d'eau, comme l'os ou les poumons, sont moins visibles.

## I.8. IMAGERIE ULTRASON :

### I.8.1. Définition d'ultrason :

L'ultrason est un son dont la fréquence est supérieure à 20 000 Hz. C'est une onde mécanique et élastique qui a besoin d'un support matériel pour se propager.

### I.8.2. Principe de l'imagerie ultrason [9] :

Pour bien comprendre le fonctionnement des ultrasons dans le domaine de la médecine, on doit d'abord parler du comportement de ceux-ci quand ils traversent les corps humains. Avant tout, il faut savoir que les tissus présentent une résistance au passage des ultrasons, résistance variable selon le tissu et dépendant du module d'élasticité et de la densité du tissu.

Les tissus sont séparés par des interfaces. Lorsque les ultrasons frappent l'interface, une partie de l'énergie incidente est transmise, une autre est réfléchi et, si la taille de l'interface est inférieure à la longueur d'onde des ultrasons, une dernière partie est diffusée (l'onde incidente est renvoyée dans toutes les directions de l'espace). La transmission, ainsi que la réflexion sont fonction de l'angle d'incidence de l'onde sonore. Il existe une transmission dans la même direction et de même sens lorsque l'incidence est faite perpendiculairement à l'interface. Dans ce cas, la réflexion est faite dans le sens contraire. Quand l'incidence n'est pas perpendiculaire, apparaît le phénomène de réfraction. L'onde transmise subit une déviation, tandis que l'onde réfléchi est déviée d'un angle égal à celui de l'onde incidente par rapport à la normale à l'interface. Les énergies transmises et réfléchies, ainsi que l'angle de réfraction sont fonction de la différence d'impédance entre les tissus. La réflexion sera élevée si la différence d'impédance entre les tissus est élevée. Il existe enfin un phénomène d'absorption de l'énergie par les tissus traversés qui transforme l'énergie acoustique en énergie calorifique.

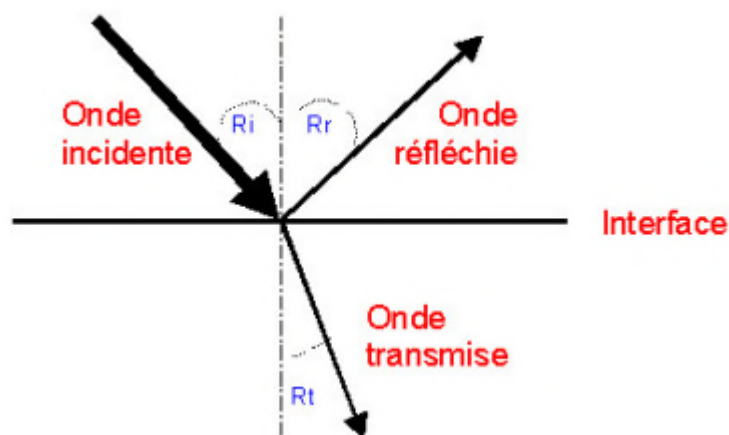


Figure I.4 : Comportement des ultrasons lorsqu'ils se rencontrent avec une interface.

### **I.8.3. L'échographie :**

#### **I.8.3.1 : Définition :**

Parfois nommée ultrasonographie ou sonographie, l'échographie consiste à utiliser un transducteur pour envoyer des ondes sonores à haute fréquence dans l'organisme afin de produire une image de la partie du corps à examiner. L'échographie comporte des applications dans de nombreuses branches de la médecine et peut servir dans le cadre d'interventions tant diagnostiques que thérapeutiques, comme les biopsies ou l'aspiration à l'aiguille [3].

#### **I.8.3.2 : Principe de l'échographie :**

Lorsqu'une onde ultrasonore rencontre une interface, elle est réfléchiée sans subir aucune modification de sa fréquence. L'énergie ainsi réfléchiée (écho) sera utilisée afin d'identifier, localiser et caractériser l'interface avec laquelle l'onde a frappé. L'image échographique sera créée grâce à la captation des énergies réfléchiées par les différentes interfaces traversées [9].

L'échographe se compose de quatre éléments principaux :

- La sonde reliée à l'appareil par un câble. Elle émet les ultrasons et reçoit le signal après son passage à travers les tissus.
- L'écran vidéo sur lequel les images sont visionnées en directe.
- Le système informatique.
- Le panneau de commande, composé de multiples touches et applications.

#### **I.8.3.3 : Avantage de l'échographie :**

- Equipement de faible coût, portable
- Non ionisant, innocuité, examen rapide

#### **I.8.3.4 : Inconvénients de l'échographie :**

- Qualité de l'image
- Imagerie limitée par le type d'acquisition
- Opérateur dépendant

#### **I.8.3.5 : Applications de l'échographie :**

- Obstétrique, Cardiologie, Gastro-entérologie
- Employée dans presque toutes les spécialités médicales pour affirmer un diagnostic (pneumologie urologie, ophtalmologie, gynécologie, ...)

## **I.9. CONCLUSION :**

L'imagerie médicale est un vaste domaine qu'a donné lieu, ces dernières années, au développement d'un grand nombre de modalités destinées à faciliter le diagnostic et la thérapeutique. Leurs domaines d'utilisation sont variés et c'est ce que nous avons vu dans ce premier chapitre mais malheureusement ces modalités chaque une a ces inconvénients malgré ces avantages, se qu'a donné recoure à l'utilisation de la lumière en imagerie médicale comme la tomographie par cohérence optique et si ce que nous allons entamer dans le deuxième chapitre.

***CHAPITRE II :***  
***LA TOMOGRAPHIE A***  
***COHERENCE OPTIQUE***



## II.1. Introduction:

L'acte chirurgical a toujours été considéré le seul moyen d'accéder au corps humain. Le développement des fibres optiques élimine de nombreux actes invasifs.

En effet, grâce à l'endoscopie, le médecin voit directement les surfaces intérieures des organes accessibles naturellement. Malheureusement, cette technique ne donne pas accès aux caractéristiques des tissus. Nous avons recours pour cela aux techniques de rayon X. IRM et ultrasons. Cependant, celle-ci ne permettent pas de voir à faible profondeur. Dans ce champ d'application, les techniques basées sur la lumière (visible ou proche de visible) sont la solution. La tomographie par cohérence optique (OCT) est l'une de ces modalités.

Dans ce chapitre nous allons définir la tomographie par cohérence optique, expliquer le principe de fonctionnement et nous allons accéder aux quelques notions de base de traitement d'image.

## II.2. Définition:

L'OCT est une technique moderne et non envahissante pour représentation de section de tissu. Elle est développée par Huang et al. (1991) au Massachusetts Institute of Technology.

OCT est synonyme de «tomographie par cohérence optique», elle est similaire à une échographie. Seulement, au lieu d'ondes sonores, une lumière laser spéciale et totalement inoffensive est utilisée. La lumière (optique) de laser est constituée d'ondes de lumière cohérente (cohérence) pour produire des images en coupe (tomographie). Elle permet une résolution de l'ordre du micromètre et, bien qu'elle soit moins résolue que la microscopie confocale, elle permet d'acquérir des volumes beaucoup plus rapidement.

## II.3. Principe physique de l'oct :

L'OCT est fondée sur le principe de l'interférométrie de Michelson pour créer des franges d'interférence.

L'OCT fonctionne en analysant la lumière réfléchi par les zones traversées par une lumière incidente créée par un laser dont la longueur d'onde est dans l'infrarouge autour de 840nm. Très logiquement, lorsqu'un faisceau lumineux traverse une structure, une part de la lumière va poursuivre son chemin (surtout si la structure est assez transparente), une part va être absorbée par la structure, une part sera réfléchi en tous sens et une dernière partie va être réfléchi vers la zone d'émission. C'est cette dernière partie de la lumière qui est analysée en OCT.

### II.3.1. Interférence de deux faisceaux [10] :

La lumière issue d'une source connue traverse la lame séparatrice et se sépare en deux faisceaux d'égale amplitude. L'un des deux faisceaux se dirige vers le miroir de référence et l'autre vers le tissu biologique.

Ce faisceau illumine le tissu, directement ou via une fibre optique. Le miroir de référence et l'échantillon sont positionnés à distance  $L_r$  et  $L_s$  de la lame séparatrice, respectivement (voir la figure II.1). Les lumières rétro-diffusées par le tissu et par miroir de référence sont détectés. Les deux faisceaux reviennent vers la lame séparatrice, la retraversent et interfèrent entre eux dans la direction du détecteur.

Le signal provenant du faisceau référence et le signal provenant du tissu produisent un signal d'interférence. Grâce au déplacement latéral à vitesse constante, la mesure est reproduite à différents points de l'échantillon sur une distance de plusieurs millimètres. La mesure en profondeur est obtenue grâce à la modification du trajet optique du bras de référence.

L'image OCT est reconstituée à partir des signaux d'interférence. Il existe plusieurs modes de représentation de l'image OCT. Si la source lumineuse est parfaitement cohérente, alors la somme de deux champs électriques rétrodiffusés  $E_s$  et  $E_r$  de l'échantillon et de la référence produit le champ électrique au détecteur  $E_d$ , représenté par l'expression suivante :

$$E_d = E_s + E_r \quad (\text{II.1})$$

$$E_s = A_s \exp[-j(2\beta_s l_s - \omega t)] \quad (\text{II.2})$$

$$E_r = A_r \exp[-j(2\beta_r l_r - \omega t)] \quad (\text{II.3})$$

Où  $\omega$  est la fréquence de la source,  $\beta_s$  et  $\beta_r$  sont les constantes de propagation et  $(A_s, A_r)$  représentent l'amplitude réfléchi par l'échantillon et le miroir de référence. Le facteur 2 appliqué aux propagations (les équations II.2 et II.3) représente l'aller et retour du faisceau.

L'intensité lumineuse détectée en fonction du délai  $\tau$  est décrite par la forme suivante [Shurcliff, 1962] :

$$I(\tau) = A_s^2 + A_r^2 + 2A_s A_r \operatorname{Re} \left( \left\langle \frac{E_s(t)E_r^*(t+\tau)}{A_s A_r} \right\rangle \right) \quad (\text{II.4})$$

Avec  $\tau = \frac{\delta}{c}$ ,  $\delta$  est la différence de chemin optique entre les bras 1 et 2 (voir la figure II.1).

Les deux paramètres essentiels de la source lumineuse d'un OCT sont :

- la longueur d'onde d'émission, comprise entre 600 et 1300 nm (rouge et proche infrarouge).
- la longueur de cohérence  $l_c$  de la source de lumière permet de déterminer la résolution axiale, de réaliser la sélection des photons en fonction de leur temps de parcours dans le milieu diffusant.

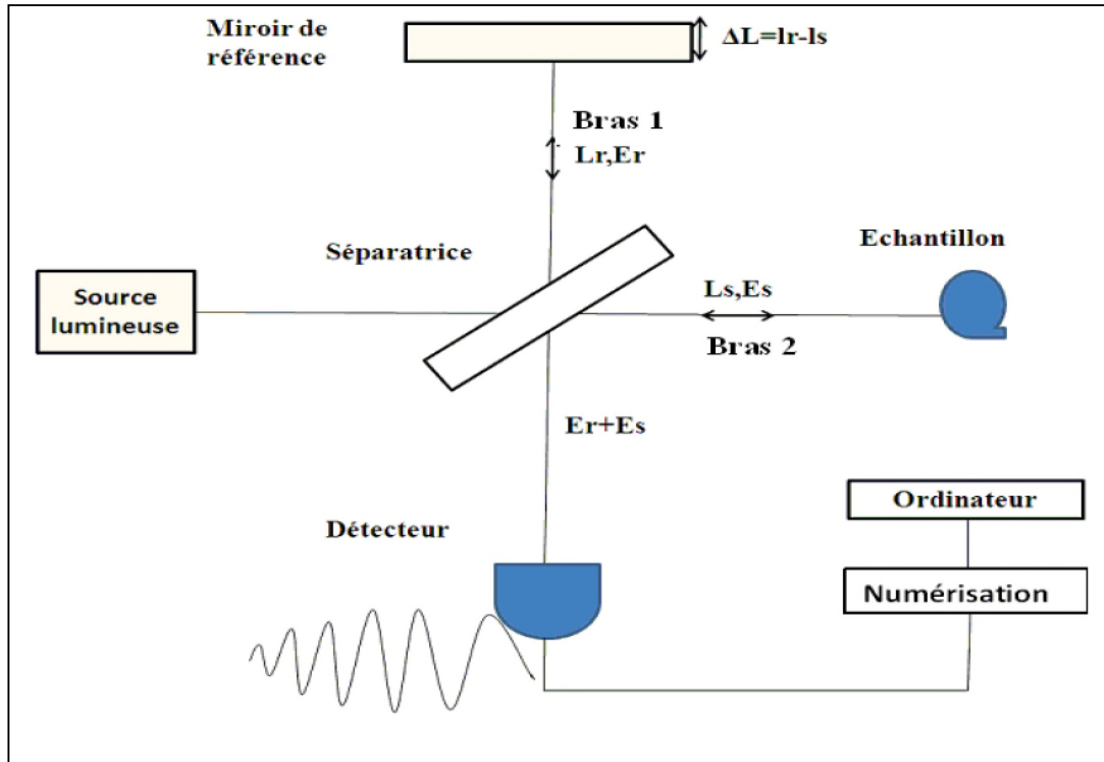


Figure II.1 : Schéma général du principe de la tomographie par cohérence optique.

Le signal d'interférence n'est observable que si la différence de chemin optique est inférieure à  $l_c$ . En prenant ce signal d'interférence du fond continu, nous pouvons localiser l'origine des réflexions dans l'échantillon (tissu biologique) avec une résolution  $\Delta z$  égale à la moitié de la longueur de cohérence.

En utilisant le spectre gaussien, la résolution axiale est définie par [Philips et al, 1997] :

$$\Delta z = \frac{l_c}{2} = 2 \frac{\ln 2 \lambda}{\Delta \lambda \pi} \quad (II.5)$$

Où  $\lambda$  est la longueur d'onde moyenne,  $\Delta \lambda$  la largeur spectrale et  $l_c$  la longueur de cohérence de la source. Si la largeur spectrale de la source détermine la résolution axiale, sa longueur d'onde centrale est également importante : la distance de pénétration dans les tissus est optimale dans la lumière rouge et proche de l'infrarouge. Le traitement informatique de ces signaux permet de construire des images en noir et blanc ou bien en fausses couleurs (voir la figure 1.6). La résolution est telle qu'il est possible d'obtenir de véritables biopsies tissulaires en quasi-temps réel.

Aujourd'hui, plusieurs systèmes sont commercialisés avec des résolutions latérales et axiales pouvant atteindre entre 4 à 20  $\mu\text{m}$  pour une profondeur de l'ordre de 2mm. L'utilisation d'une fibre optique permet d'utiliser ce système par voie endoscopique. Un tomographe à cohérence optique à diode laser (puissance 0,6mW, fréquence de balayage

150Hz) permet d'obtenir une image 200x200 pixels, en moins d'une seconde avec une résolution latérale de 4 $\mu$ m [Lankenau et al, 1997].

## II.4. Les différentes configurations d'OCT [11] :

Il existe différentes configurations d'OCT selon la méthode d'acquisition et de traitement du signal interférométrique :

- OCT conventionnel ou Time Domain OCT.
- OCT fréquentiel ou Spectral Domain OCT.
- OCT plein champs.

### II.4.1. Tomographie par cohérence optique temporelle :

Dans le domaine temporel, le miroir de référence est translaté pendant l'acquisition par le détecteur, on parle alors de tomographie par cohérence optique temporelle ou TDOCT (pour Time Domain Optical Coherence Tomography).

### II.4.2. Tomographie par cohérence optique fréquentielle :

En TD - OCT, on réalise l'acquisition du signal interférométrique dans l'espace temporel par balayage du miroir de référence. Il est également possible d'accomplir la détection sans déplacer le miroir de référence en se plaçant dans l'espace de Fourier conjugué : on parle alors de tomographie par cohérence optique fréquentielle ou spectral : FDOCT ou SDOCT.

La détection consiste à déterminer le profil en profondeur en une seule acquisition, sans translation du miroir de référence, c'est-à-dire sans balayage, ce qui permet un gain en temps d'acquisition considérable par rapport au TD - OCT.

Le profil axial n'est donc plus enregistré en fonction du temps mais en fonction de la fréquence ou de la longueur d'onde.

### II.4.3. Tomographie par cohérence optique plein champs :

Alors que les OCT temporelle et fréquentielle produisent des images en coupe axiale, l'OCT plein champ réalise des images en coupe transverse.

L'imagerie OCT plein champ (full-field OCT : FF-OCT) fonctionne sans balayage dans les directions x ou y. Ce type d'imagerie utilise des détecteurs bidimensionnels, offre l'avantage de s'affranchir du balayage latéral, possède une vitesse d'acquisition beaucoup plus rapide et permet une résolution transversale meilleure. Ces instruments offrent des images transversales en-face en temps réel avec la capacité de créer des images 3D.

## II.5. Mode de fonctionnement d'un système OCT [12]:

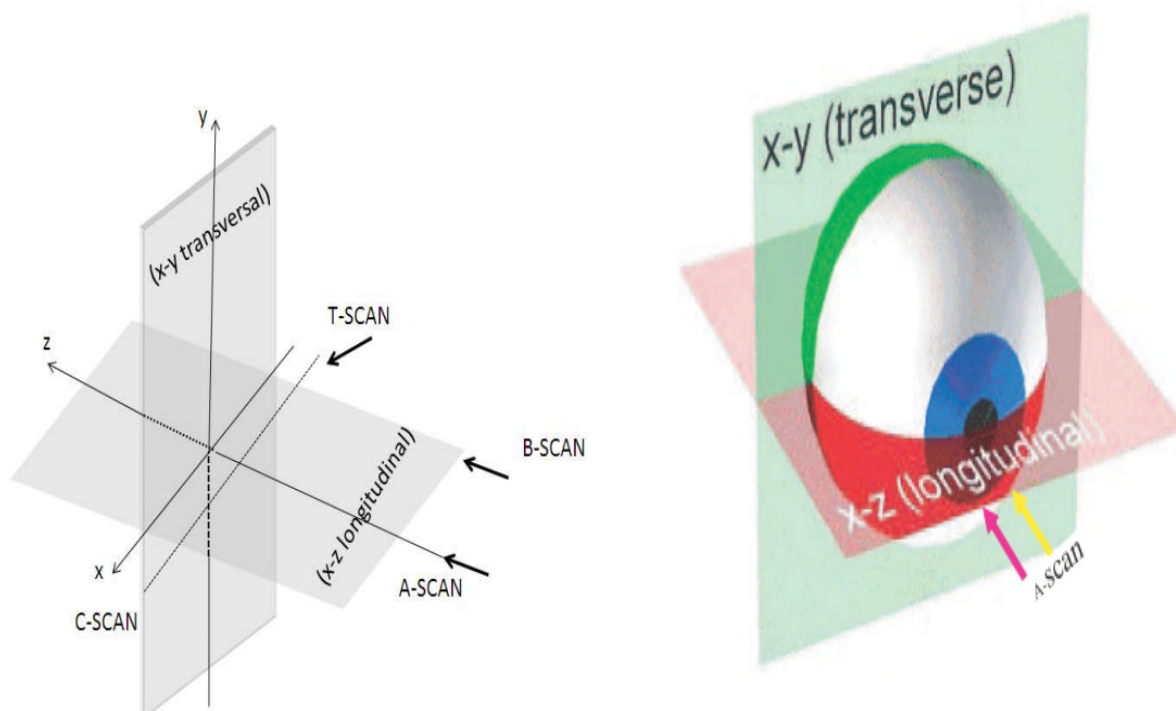


Figure II.2 : Définition de différents scans en OCT.

A-scan : détermination du profil de la réflectivité en profondeur en un seul point,  
 B-scan : coupe tomographique (xz ou yz), C-scan : tomographie en-face (xy).

En principe, les systèmes OCT existants les plus courants sont divisés en deux classes, selon leur mode de fonctionnement : d'une part il y a les systèmes à scan longitudinal ou axial, d'autre part les systèmes à scan transversal ou en-face. Le mode de fonctionnement d'un système OCT particulier est alors lié à la manière avec laquelle le faisceau balaie la cible pour acquérir une image point par point.

Un scan OCT 1D décrit le profil de la réflectivité lumineuse suivant l'un des axes de coordonnées à une position donnée de la cible fixée par les deux autres coordonnées. Il existe deux types de scan 1D en OCT : A-scan et T-scan.

Le mode A-scan représente le profil de la réflectivité de l'échantillon suivant la direction de l'axe z (en profondeur) pour une position transversale x,y fixe.

Le mode T-scan décrit le profil de la réflectivité de l'échantillon suivant une des directions transversales x ou y pour une position z,y ou z,x fixe.

La reconstitution 2D des images OCT peut être obtenue par deux modes de scan : B-scan et C-scan. Le mode B-scan est obtenu par la reconstitution du profil de la réflectivité dans les plans x-z ou y-z pour une position y ou x respectivement fixe. Le mode C-scan est la reconstitution 2D d'une coupe transversale (en face OCT image) du plan x-y à partir des scans dans les deux directions (axe x et axe y) pour une position z donnée. Les balayages en B-scan, C-scan, relatifs à l'objet cible sont présentés sur la Fig.(II.2)

L'imagerie OCT plein champ (full-field OCT) fonctionne également en mode C-scan mais sans balayage dans les directions  $x$  ou  $y$ . Ce type d'imagerie utilise des détecteurs bidimensionnels, offre l'avantage de s'affranchir du balayage latéral, possède une vitesse d'acquisition beaucoup plus rapide et permet une résolution transversale meilleure. Ces instruments offrent des images transversales en-face en temps réel avec la capacité de créer des images 3D et des coupes ( $xz$  ou  $yz$ ) en post-traitement.

La réalisation des coupes en profondeur et des coupes transversales en OCT (tomographie optique de cohérence) permet de faire de l'imagerie OCT 3D. En empilant les coupes obtenues en B-scan pour des positions voisines selon l'autre direction latérale ou en empilant les images C-scan obtenues par un déplacement régulier en profondeur (direction  $z$ ), un volume OCT 3D peut être reconstruit en utilisant un logiciel adapté.

## II.6. Montage OCT :

Le montage OCT est centré sur un interféromètre de Michelson fabriqué autour duquel sont rattachés des composants permettant le balayage de la lumière et l'acquisition des données.

La conception de celui-ci passe d'abord par le choix des composants optiques et électroniques utilisés afin d'obtenir le patron d'interférence et d'effectuer le balayage de la lumière sur l'échantillon. Les composants mécaniques sont ensuite choisis et doivent assurer la stabilité du montage tout en permettant des ajustements simples et fiables. Quelques outils connexes au montage OCT viennent compléter le matériel expérimental nécessaire [13].

### II.6.1. Optique :

L'interféromètre fabriqué sur lequel est basé le système utilise une source de lumière large bande à 870 nm qui envoie une lumière infrarouge vers un coupleur 50/50. Ce coupleur sépare la lumière vers un bras d'échantillon et un bras de référence. Dans chacun des bras, la lumière est réfléchie puis revient dans le coupleur où les deux composantes de la lumière produisent un patron d'interférence. La moitié de l'intensité de ce patron est ensuite envoyée vers un spectromètre qui permet de le mesurer. La figure (II.3) présente le schéma de ce montage optique.

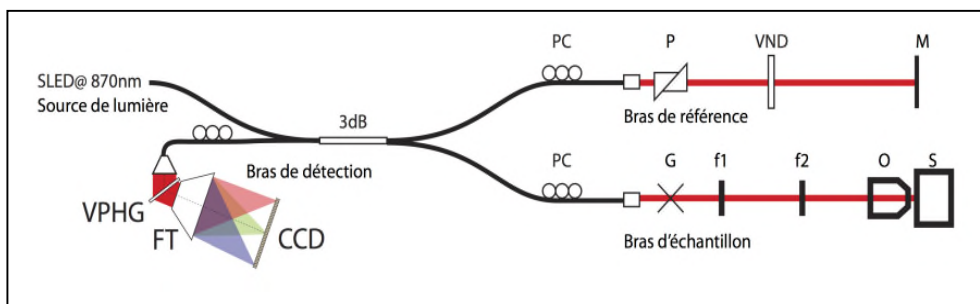


Figure II.3 : Schéma du montage optique de l'OCT.

SLED : Diode Super luminescente à 870nm, 3dB : Coupleur 50/50, PC: Contrôleurs de polarisation, P: Prismes pour la compensation de la dispersion, VND: Filtre à densité neutre variable, M: Miroir de référence, G: Miroirs galvanométriques, f1 et f2: Lentilles de télescope, O: Objectif de microscope, S: échantillon à imager, VPHG: Réseau holographique, FT: Lentille F-Theta du spectromètre, CCD: Caméra CCD du spectromètre.

### Source de lumière :

La source de lumière utilisée est une SLED. Elle a une longueur d'onde centrale à 870 nm. Une largeur à mi-hauteur de 65 nm et produit 5 mW. La figure (II.4) présente le spectre de la source. La source contient une oscillation qui peut produire un artefact constant sur l'image OCT.

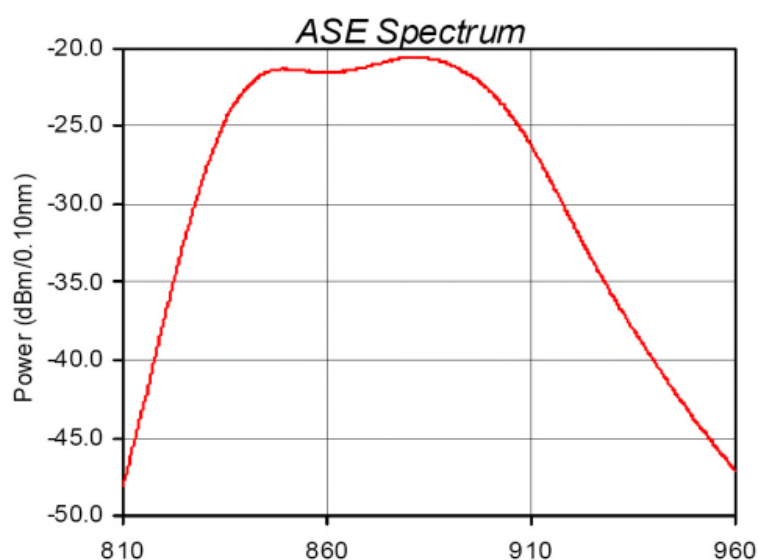


Figure II.4 : Spectre de la source.

Fourni par Exalos [13] Le collimateur permet d'obtenir facilement un faisceau parallèle. Les connecteurs FC-APC présentant tous la même géométrie, il suffit d'ajuster une seule fois la distance entre la plaque de soutien du connecteur et les lentilles afin d'avoir une lumière collimée. La figure (II.5) présente ce collimateur.

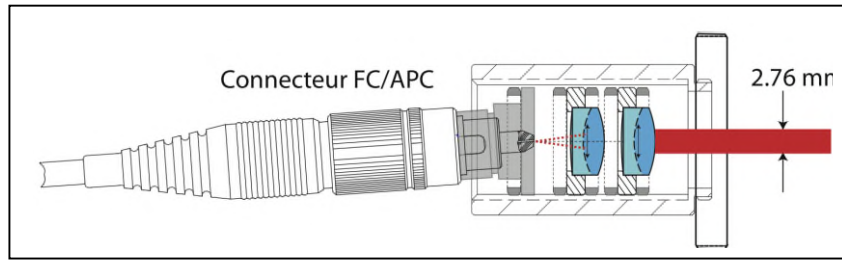


Figure II.5 : Schéma du collimateur (utilisé dans les systèmes cardiovasculaire).

### a- Fibre optique :

La longueur de fibre du bras de l'échantillon et de référence doit être égale afin d'éviter une dispersion inégale de la lumière décrite plus loin.

### b- Bras d'échantillon :

Le bras d'échantillon permet d'effectuer le balayage de la lumière sur le spécimen étudié. La figure (II.6) présente un schéma du montage du bras d'échantillon pour des lentilles de  $f_1 = 75 \text{ mm}$  et  $f_2 = 150 \text{ mm}$ . À la sortie de la fibre optique, un collimateur est monté sur un stage de positionnement en X-Y qui permet d'ajuster avec précision la position du faisceau de lumière sur les deux miroirs galvanométriques de balayage. La première lentille ( $f_1$ ) est située à cette même distance focale des miroirs.

À la sortie de cette lentille, un miroir mobile permet d'ajuster l'angle du faisceau. La seconde lentille ( $f_2$ ) est située à une distance  $f_1 + f_2$  de la première. La position du point focal de la lumière sur l'échantillon dans le plan transverse X-Y dépend de l'angle de déflexion des galvanomètres soit  $\theta_x$  et  $\theta_y$  par les équations (II.6). La distance focale de l'objectif ( $f_{obj}$ ).

$$\begin{cases} X = 2f_{obj} \frac{f_1}{f_2} \theta_x \\ Y = 2f_{obj} \frac{f_1}{f_2} \theta_y \end{cases} \quad (II.6)$$

### c- Forme du faisceau :

Le faisceau qui émerge de l'objectif de microscope suit un profil de propagation gaussien tel que présenté à la figure (II.7). Ce profil dicte la forme du faisceau en tout point de l'espace. Un profil gaussien possède toujours un étranglement  $w_0$  qui dépend de la longueur d'onde de la lumière utilisée et de l'angle de divergence  $\theta$

$$w_0 = \frac{2\lambda}{\pi\theta} \quad (II.7)$$



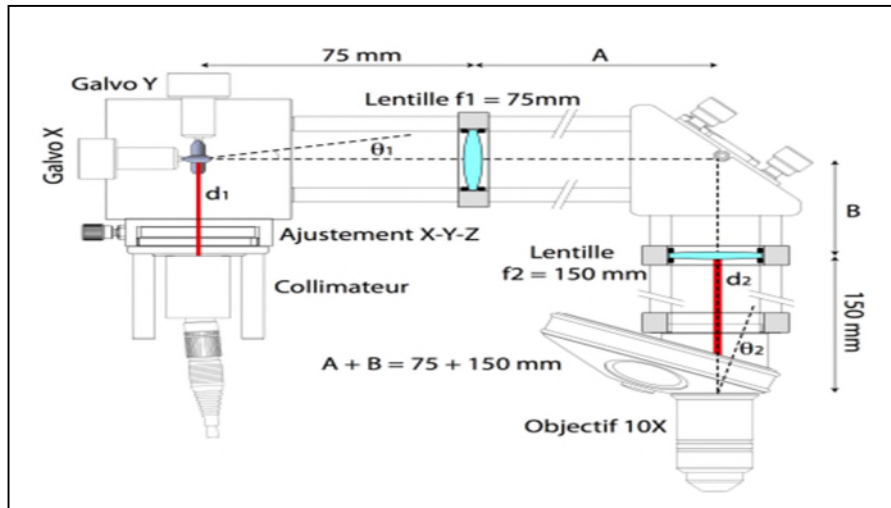


Figure II.6 : Schéma du bras d'échantillon avec des lentilles  $f_1 = 75 \text{ mm}$  et  $f_2 = 150 \text{ mm}$ .  
(Dans un système cardiovasculaire).

La taille de l'étranglement du faisceau a une importance capitale pour la mesure de l'effet Doppler. La reconstruction du signal Doppler par l'autocorrélateur de Kasai requiert au moins deux mesures au même endroit afin de pouvoir comparer les phases du signal entre elles. Toutefois, afin de former une image, il est nécessaire d'effectuer un balayage et les mesures se trouvent donc à être espacées l'une de l'autre.

Un autre aspect clé de la forme du faisceau est la longueur sur laquelle son front d'onde est approximativement plat. Cette distance, nommée paramètre confocale ou distance de Rayleigh, dicte la profondeur sur laquelle la lumière réfléchie dans l'échantillon reviendra sur ses pas et contribuera à créer de l'interférence. Cette distance  $b$  est liée à l'étranglement par :

$$b = \frac{2\pi w_0^2}{\lambda} \quad (\text{II.8})$$

La forme du faisceau gaussien obtenu à la sortie de l'objectif de microscope dépend du diamètre du faisceau qui y entre.

#### d- Bras de référence :

Le bras de référence doit, d'un point de vue optique, être équivalent au bras d'échantillon par la distance parcourue et par la dispersion. Il doit également permettre l'ajustement de l'intensité de la lumière.

#### e- Bras de détection :

L'objectif de bras de détection est de séparer les longueurs d'onde de la lumière qui y entre et de focaliser avec précision cette lumière séparée sur une caméra ligne.

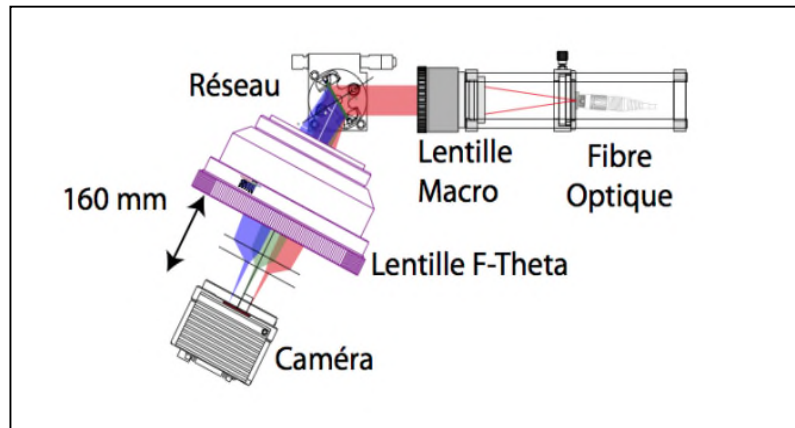


Figure II.7 : spectromètre utilisé pour la détection (le cas d'un système cardiovasculaire).

La lentille macro crée un faisceau parallèle de  $\sim 2.5\text{cm}$  de largeur. Le réseau sépare les longueurs d'onde selon différents angles. La lentille F-Theta collime chaque longueur d'onde sur un point différent de la caméra ligne.

### II.6.2. Electronique :

Les composants électroniques du montage permettent l'interface entre le montage et l'ordinateur. Ainsi, les deux cartes d'acquisition permettent la communication avec l'équipement et l'acquisition des données, les galvanomètres permettent d'effectuer le balayage du faisceau de lumière sur l'échantillon et la caméra capte le patron d'interférence de la lumière. Ces composants sont:

- Caméra.
- Miroirs montés sur galvanomètres.
- Carte multifonction.
- Carte d'acquisition de la caméra.

### II.6.3. Mécanique :

Cette section présente les composants mécaniques du système. Celles-ci doivent pouvoir assurer un alignement simple des pièces et une stabilité du montage :

- Alignement optique.
- Supports à miroir.
- Ajustement de la caméra
- Stabilité et reproductibilité du système.
- La table optique.
- Le bras d'échantillon.
- Caméra du spectromètre.
- Stage de translation du bras de référence.
- Stage de translation de l'échantillon.

#### II.6.4. Matériel connexe :

Certaines autres composantes du montage ne sont pas nécessaires au fonctionnement de l'OCT mais jouent un rôle important lors des tests de l'appareil.

- Fantôme optique.
- Tapis chauffant.
- Caméra visible.
- Stage stéréotaxique.

#### II.7. Analyse d'images :

Le concept d'image est une notion des plus subjective comme le suggèrent les synonymes tels que reproduction, figure, souvenir, illusion, cliché, illustration, reflet, symbole, correspondance ...

Dans le domaine médical, l'image est une aide au diagnostic, donc un élément objectif qui peut conduire à une décision d'ordre thérapeutique. Il s'agit de la représentation mentale d'une perception visuelle qui évoque la réalité, l'état d'un organe interne du malade qui consulte.

L'image peut être analogique, la ressemblance au réel étant établie par l'imagination. Ce type d'image comporte une infinité d'informations, comme une carte postale représentant la mer en deux dimensions.

L'évolution de l'imagerie médicale est franchement orientée vers l'image numérique, la quantité d'informations est alors finie, même si le nombre d'informations est assez conséquent pour nécessiter l'emploi de gros systèmes de traitement informatique [14].

On distingue plusieurs étapes dans l'analyse d'une image. La première étape est relative à l'acquisition et à la numérisation de l'image à analyser. En général, une image numérisée est représentée par une matrice bidimensionnelle dont chaque élément (appelé pixel) possède une valeur numérique correspondant à sa luminosité ou à son niveau de gris. La phase d'acquisition est suivie d'une phase de prétraitement qui permet d'améliorer l'image en éliminant le bruit et les défauts d'éclairage. La phase de segmentation ou d'extraction d'attribut consiste à détecter les contours, les régions de l'image. La phase d'interprétation permet de comprendre l'image en identifiant les différents objets dont est composée. Les techniques d'analyse d'images sont nombreuses et leur utilisation dépend du but recherché.

Après avoir expliqué le montage OCT ce qu'a comprend l'aspect optique, électronique et mécanique. Et avant d'aborder le logiciel d'acquisition qui gère le montage OCT, effectuer les acquisitions et reconstruit un aperçu des données. Suivra la présentation du second logiciel qui se charge de faire la reconstruction. De manière annexe à ce second logiciel, plusieurs fonctions d'analyse des données permettent d'extraire l'information des images reconstruites. Nous allons entamer quelques notions de bases de traitement d'images ce qui va nous permettre de mieux comprendre les différentes phases citée dans ce logiciel.

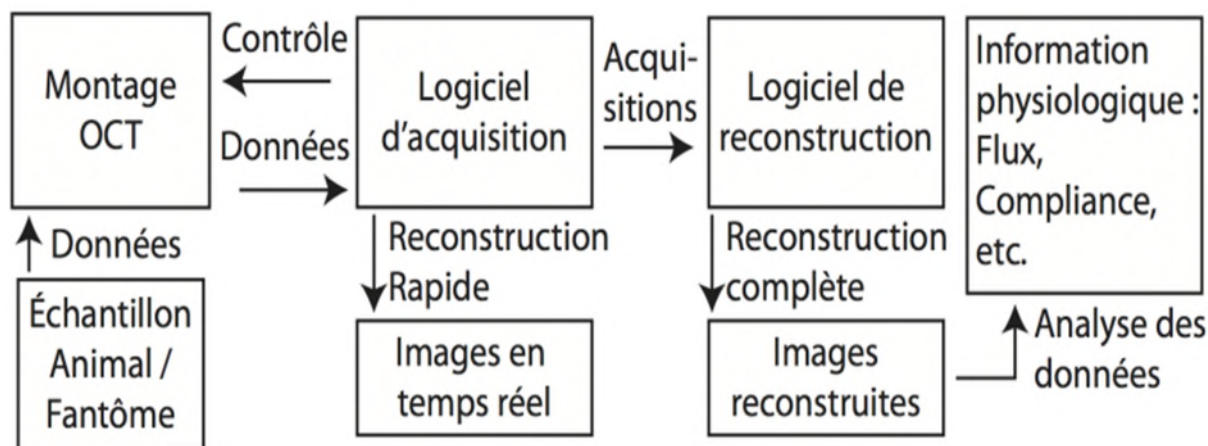


Figure II.8 :Schéma général du flux de l'information.

### II.7.1.Définition d'une image numérique :

une image numérique est une matrice de pixels repérés par leur coordonnées (x,y). S'il s'agit d'une image couleur, un pixel est codé par 3 composantes (r, g, b) (chacune comprise au sens large entre 0 et 255), représentant respectivement les "doses" de rouge, vert et bleu qui caractérisent la couleur du pixel. S'il s'agit d'une image en niveau de gris, il est codé par 1 composante comprise au sens large entre 0 et 255, représentant la luminosité du pixel.

### II.7.2.Le pixel :

Une image numérique est constituée d'un ensemble de points appelés pixels (abréviation de PICTure Element) pour former une image. Le pixel représente ainsi le plus petit élément constitutif d'une image numérique. L'ensemble de ces pixels est contenu dans un tableau à deux dimensions constituant l'image.

### II.7.3.La définition :

On appelle définition le nombre de points (pixels) constituant une image: c'est le nombre de colonnes de l'image que multiplie son nombre de lignes. Une image possédant 10 colonnes et 11 lignes aura une définition de 10 x11.

### II.7.4. La résolution :

C'est le nombre de points contenu dans une longueur donnée (en pouce). Elle est exprimée en points par pouce.

### II.8. Logiciel d'acquisition :

Le logiciel est utilisé afin de gérer le montage OCT et effectuer les acquisitions. Son fonctionnement principale est divisé en trois actions qui sont exécuté afin d'initialiser le système. La première est une fonction qui permet de choisir les paramètres de configuration de la caméra et de lui envoyé des commandes afin de l'initialiser. La seconde action réserve l'espace mémoire utilisée par les différentes queues du système. La troisième se charge d'initialiser les entrées et sorties de la carte d'acquisition [13].

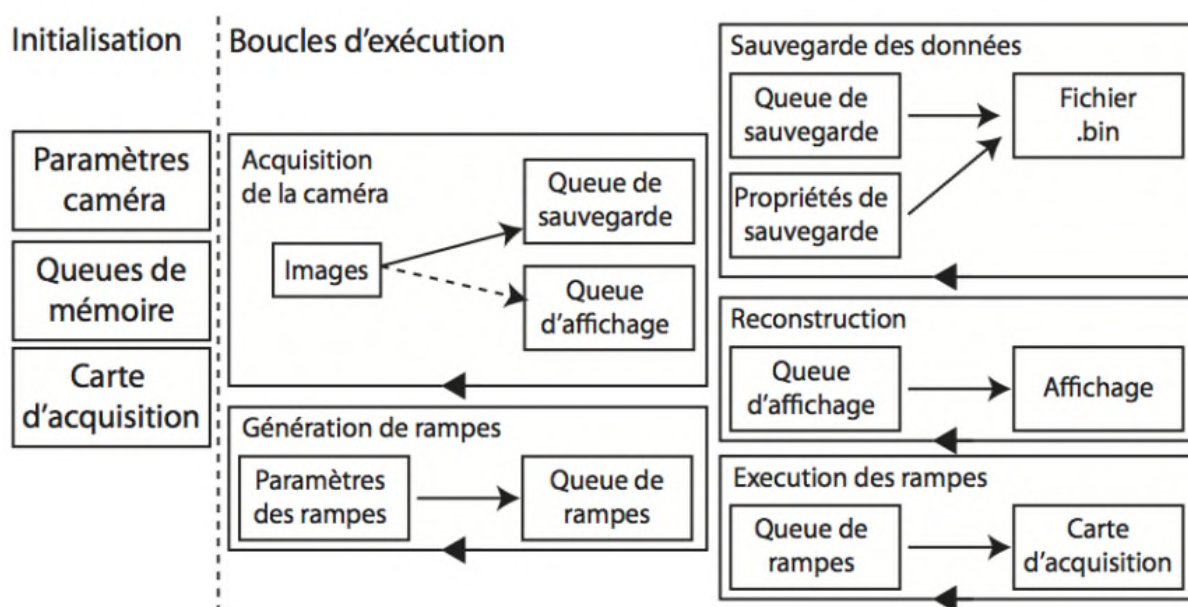


Figure II.9 : Schéma des principales fonctions du logiciel d'acquisition.

### II.9. Conclusion :

A l'heure actuelle, existe différentes techniques d'imagerie médicale mais l'OCT offre certains avantages par rapport à ces techniques existantes : une méthode de nature non invasive et non destructrice. Elle est facile à utiliser, c'est une technique de très haute sensibilité. Elle permet d'obtenir des images avec un bon contraste même avec un très faible signal. Ce qui est orienté vers une utilisation massive de cette technique dans les différents domaines comme : la dermatologie, la chirurgie dentaire, et l'ophtalmologie ou quelle nous allons nous intéresser dans le chapitre suivant.

***CHAPITRE III :***  
***APPLICATION DE***  
***L'OCT EN***  
***OPHTALMOLOGIE***

## II.1. INTRODUCTION :

La modalité OCT est une technique d'imagerie née il y a plusieurs années. Elle a été initialement utilisée sur une rétine humaine [Fercher et al., 1993]. Avec l'émergence des nouvelles techniques, nous assistons actuellement à une utilisation accrue de cette modalité.

L'OCT est utilisée principalement en ophtalmologie afin de visualiser l'épaisseur de la rétine au niveau de la macula et de la pupille optique. Elle est également utilisée dans l'exploration du segment antérieur de l'œil.

La structure de l'œil contient plusieurs éléments et en particulier la rétine qui se compose de plusieurs types de cellules parmi lesquelles les photorécepteurs.

Distinguer les différents constituants de la rétine permet certainement de mieux connaître le rôle de chaque cellule, les conséquences de leur endommagement et le principe de microcirculation. La progression de cette technique a permis son utilisation dans une grande variété d'applications.

Dans le cadre de bien définir l'application de l'OCT en ophtalmologie et ces avantages nous nous intéresserons dans ce chapitre à la segmentation de l'image d'œil afin de définir les couches de la rétine en utilisons deux méthodes FCM et l'OCT puis appliquer l'oct pour l'analyse de segment antérieur comme première partie et l'analyse de segment postérieur en deuxième partie. On termine par la présentation et la discussion des résultats.

## III.2. Description générale de l'œil [15] :

L'œil est un organe sensoriel du corps humain qui reçoit 80% des informations extérieures. Sa fonction est de transformer l'information lumineuse en influx nerveux transmis au cerveau. Il est de faible volume ( $6.5\text{cm}^3$ ), il pèse 7 grammes, de forme d'une sphère d'environ 24mm de diamètre, complétée vers l'avant par une autre sphère de 8mm de rayon (la cornée). L'anatomie de l'œil se divise en deux : Le globe oculaire et les annexes (les muscles extra-oculaires, les nerfs, la paupière). L'œil est constitué de trois membranes: la rétine, la choroïde et la sclérotique, et de trois milieux transparents: l'humeur aqueuse, le cristallin et l'humeur vitrée.

### III.2.1. Anatomie du globe oculaire :

Il est grossièrement sphérique (Figure.III.1). Il est décomposé en quatre parties principales:

- **la couche protectrice** : cornée et sclère
- **la couche vasculaire (nommée uvée)** : iris, corps ciliaire et choroïde
- **la couche visuelle** : rétine et nerf optique
- **le contenu de la cavité interne** : humeur aqueuse, cristallin et corps vitré.



A l'avant de l'œil on délimite deux zones principales :

**1. La chambre antérieure** : qui se situe entre la cornée et l'iris et qui est remplie par l'humeur aqueuse.

**2. La chambre postérieure** : entre l'iris et le cristallin.

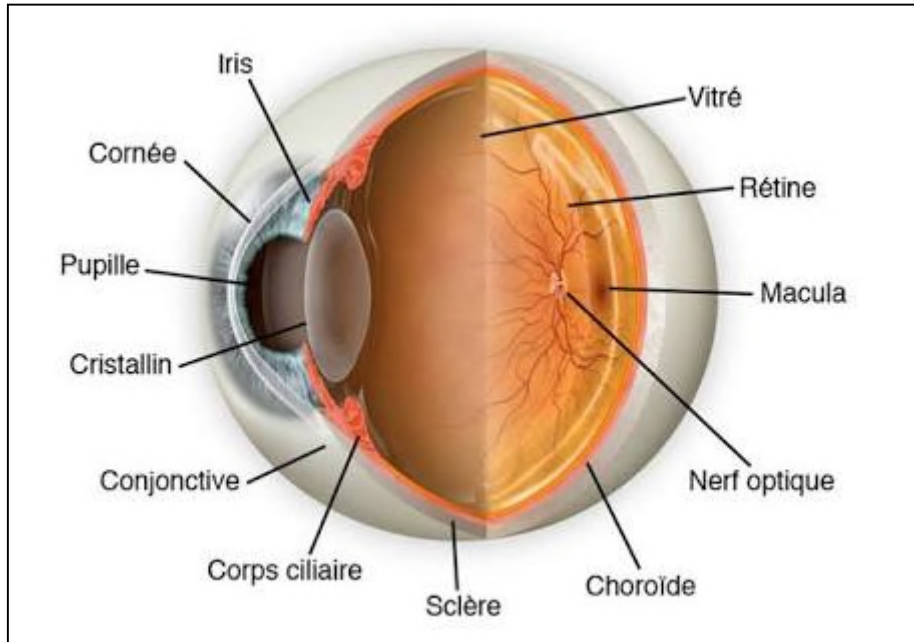


Figure III.1 : structure de l'œil.

### III.2.2. Formation d'image :

**La pupille** : permet de moduler la quantité de lumière entrante. Dans les ambiances sombres, elle va se dilater et inversement. Son action est comparable à celle d'un diaphragme d'un appareil photo. Elle permet, par la réduction de l'ouverture, d'augmenter la profondeur de champ et de percevoir ainsi les objets lointains de manière plus nette. Le réflexe pupillaire est un test d'atteinte neurologique réflexe consensuel.

**Le champ visuel** : détermine les secteurs (horizontaux et verticaux) perceptibles par un œil sans déplacement. L'image d'un objet sur la rétine est inversée suivant ces deux axes.

**L'acuité visuelle de l'œil** : sa capacité à distinguer deux points très proches, dépend de la précision de la réfraction et de la répartition des photorécepteurs sur la rétine.



### III.2.3. Anatomie de la rétine :

La rétine est constituée de plusieurs couches :

- **Couche ganglionnaire** : contient les corps des cellules ganglionnaires.
- **Couche plexiforme interne** : contient axones et dendrites des cellules ganglionnaires, amacrines et des neurones bipolaires.
- **Couche nucléaire interne** : contient les corps des neurones bipolaires, des cellules horizontales et amacrines.
- **Couche plexiforme externe** : contient axones et dendrites des neurones bipolaires et cellules horizontales, et les terminaisons des photorécepteurs.
- **Couche nucléaire externe** : contient les corps cellulaires des photorécepteurs.
- **Couche des photorécepteurs** : contient les parties photosensibles.
- **La couche la plus externe est l'épithélium pigmenté** : absorbe toute la lumière qui traverse la rétine.

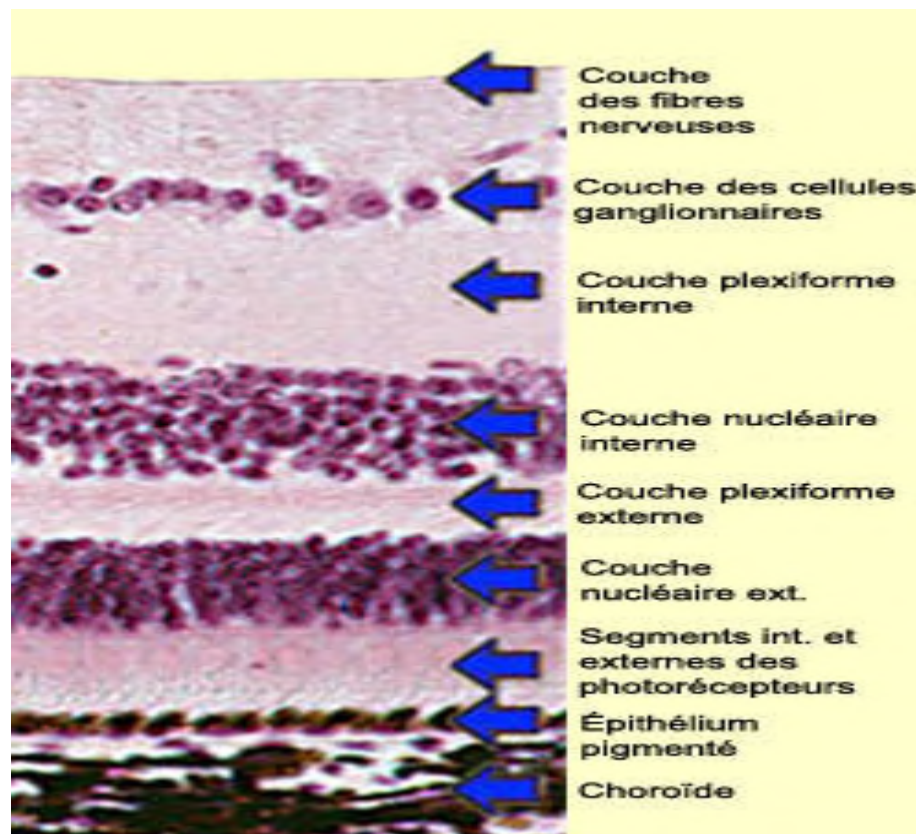


Figure III.2 : Les différentes couches de la rétine.

### III.2.4. Les pathologies rétinienne :

Les anomalies associées à l'œil peuvent être divisées en deux classes principales, la première englobe les maladies de l'œil, telles que la cataracte et le glaucome. Le deuxième groupe est classé comme une maladie liée à un style de vie, telles que l'hypertension, l'artériosclérose et le diabète.

- **Glaucome :** Le glaucome ne veut pas dire seulement «augmentation de la pression intraoculaire», car il y a des types particuliers de glaucome avec une pression de l'œil «normale». Parce que le glaucome est un groupe de maladies dont la caractéristique commune est l'atteinte du nerf optique. Caractéristique d'un mort du tissu de fibres nerveuses est trouvé au nerf optique qui apparaît pâle et creusé et la rétine qui disparaît dans l'épaisseur. Elle est également parlée par le "voleur invisible", parce que le glaucome détruit très lentement le nerf optique et la victime jusqu'à très tard remarque un dommage permanent. Une réduction rapide de la pression intraoculaire peut être l'arrêt de la maladie. Un diagnostic très précis et de suivi permet la mesure du champ visuel et, plus récemment, dans les OCT, qui compare les valeurs de référence appariées selon l'âge avec les valeurs mesurées sur le patient et permet un diagnostic plus tôt [16].
- **Diabète :** Le diabète non traité peut mener à la cécité. En plus d'un trouble circulatoire survient dans les cas avancés, une accumulation de liquide (œdème maculaire) dans la rétine. L'épaisseur de la rétine peut varier en fonction de la teneur en sucre et la pression artérielle. Avec OCT, on peut mesurer l'épaisseur de la rétine et contrôler très précisément le traitement.
- **Dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) :** Une autre maladie de la rétine qui a un effet similaire à la rétinopathie diabétique, mais d'autres causes est la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA). Elle apparaît après l'âge de cinquante ans et entraînant une altération de la fonction rétinienne maculaire donc de la vision centrale. La prévalence globale de la maladie est de 8% après 50 ans.

### III.3. Évaluation de la qualité de l'image :

Depuis que les images rétinienne couleur sont prises en utilisant des rétinographes, l'acquisition est complètement découplée au système.

Cependant, de nombreux facteurs peuvent affecter le processus d'acquisition et donner des images de mauvaises qualités. Par exemple, le mouvement des yeux au moment de la capture peut conduire à des images floues et la géométrie de l'œil qui diffère d'un patient à un autre. Avec ces considérations, cette phase nécessite un traitement afin que les images soient utilisées par la suite.

### III.4.Segmentation d'image :

La segmentation d'images peut être considérée un traitement de bas niveau. Elle a pour but de permettre l'extraction d'éléments de l'image. Elle n'est généralement qu'une première étape essentielle dans le processus d'interprétation d'une scène. Elle effectue une partition de l'image  $I$  en un certain nombre de régions disjointes [18].

La segmentation d'une image est vue comme une subdivision de cette dernière en différentes classes de telle manière que : les éléments d'une même classe soient les plus similaires possibles (minimisation de la variance intra-classe), et les éléments de deux classes distinctes soient les plus différents possibles (maximisation de la variance interclasses).

Nous pourrions distinguer plusieurs méthodes de classification, dans notre travail nous présentons la méthode C-Moyenne Flous (FCM).

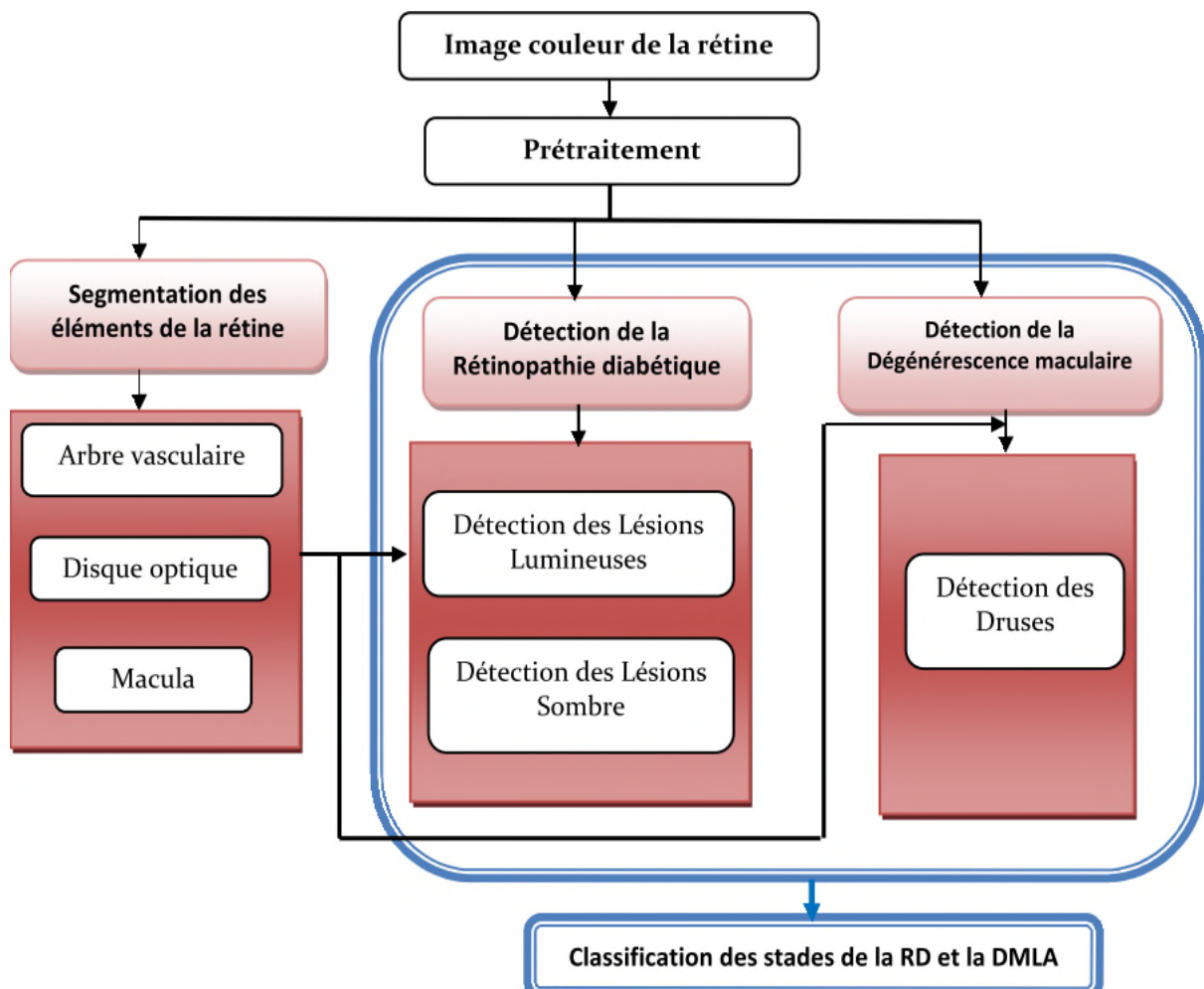


Figure III.3. Système d'analyse des images rétiniennes [15].

### III.5. Les C-moyennes floues ou Fuzzy C-Means (FCM) :

Bezdek a généralisé le critère  $J_2$ , proposé par Dunn à toute une famille d'algorithmes qu'il a appelée C-moyennes floues. Le nombre de groupes est désormais désigné par C (et non plus K). L'algorithme des C-moyenne floues effectue une optimisation itérative en évaluant de façon approximative les minimums d'une fonction d'erreur. Il existe toute une famille de fonction d'erreur associées à cet algorithme qui se distinguent par des valeurs différentes prises par un paramétré réglable  $m$ , appelé indice de flou (fuzzy index) et qui détermine le degré de flou de la partition obtenue. Les FCM sont un cas particulier d'algorithmes basés sur la minimisation d'un critère ou d'une fonction objectif.

$$J_m(u(\cdot), v) = \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^c u_{ij}(x)^m \|x_j - v_i\|^2 \quad (\text{III.1})$$

Avec :

$$\sum_{i=1}^c u_{ij} = 1, u_{ij} \in [0, 1], 1 \leq j \leq N, 1 \leq i \leq c \quad (\text{III.2})$$

Les centres et les degrés d'appartenance sont, pour une valeur de  $m$  donnée, calculés à l'aide des deux formules suivantes :

$$u_{ij} = \sum_{k=1}^c \left( \frac{\|x_j - v_i\|}{\|x_j - v_k\|} \right)^{\frac{-2}{m-1}} \quad (\text{III.3})$$

$$v_i = \frac{\sum_{j=1}^n (u_{ij})^m x_j}{\sum_{j=1}^n (u_{ij})^m} \quad (\text{III.4})$$

### III.5.1.L'algorithme des FCM :

Dans ce qui suit nous présentons les étapes de l'algorithme FCM pour l'exécution :

**Etape 1 :** fixer les paramètres  $C$  : nombre de classe  $\varepsilon$  : seuil représentant l'erreur de convergence (par exemple  $\varepsilon = 0.001$ ),  $m$ : degré de flou, généralement  $m = 2$ .

**Etape 2 :** Initialiser les centres puis initialiser la matrice de grés d'appartenances  $U$  par des valeurs aléatoires dans l'intervalle  $[0 1]$ .

**Etape 3 :** Calculer le prototype  $v$  par la relation (III.4).

Calculer  $J_m(u(\cdot), v)$  par la relation (III.1).

**Etape 4 :** mettre à jour la matrice degrés d'appartenance par la relation (III.3)

Calculer  $\bar{J}_m(u(\cdot), v)$  par la relation (III.1)

**Etape 5 :** répéter les étapes 3 à 4 jusqu'à satisfaction du critère d'arrêt qui s'écrit :

$$|\bar{J}_m(u(\cdot), v) - J_m(u(\cdot), v)| < \varepsilon$$

### III.5.2.Contraintes liées à la classification :

- résultats de segmentation dépendant de l'étape d'initialisation.
- Blocage de la méthode dans des minimas locaux.
- Les algorithmes FCM souffrent du manque de prise en compte d'informations spatial et fournissent des classifications moins efficaces en présence de bruit.

### III.6.Description de base de données :

Les bases d'images sont une ressource essentielle dans le développement des algorithmes d'analyse d'images rétiniennes, ils aident considérablement les chercheurs d'évaluer et de comparer les méthodes développées par rapport aux travaux reportés dans l'état de l'art. Elles conduisent à la mise au point de meilleurs algorithmes. Dans cette section, nous avons besoin d'une base de données réelle fournie par les instruments suivants :

- SOCT Copernicus HR,
- Zeiss Cirrus HD-OCT,
- Zeiss Stratus OCT Zeiss Visante OCT.

N'ayant pas accès à ces bases de données « DICOM » des images réelles, nous avons été amenés à utiliser des images synthétique pour la suite de notre travail.

Les programmes ont été implémentés sous Matlab R2009, et exécuté sur un PC (Intel® Core™ i3).

### III.7.Résultats et discussions :

- Pour l'algorithme FCM nous avons fixé :
- Des images synthétiques de la rétine.
- Nombre de classe  $K=7$
- Le critère d'arrêt  $\epsilon=0.001$

#### III.7.1 : Etude d'une image sans bruit :

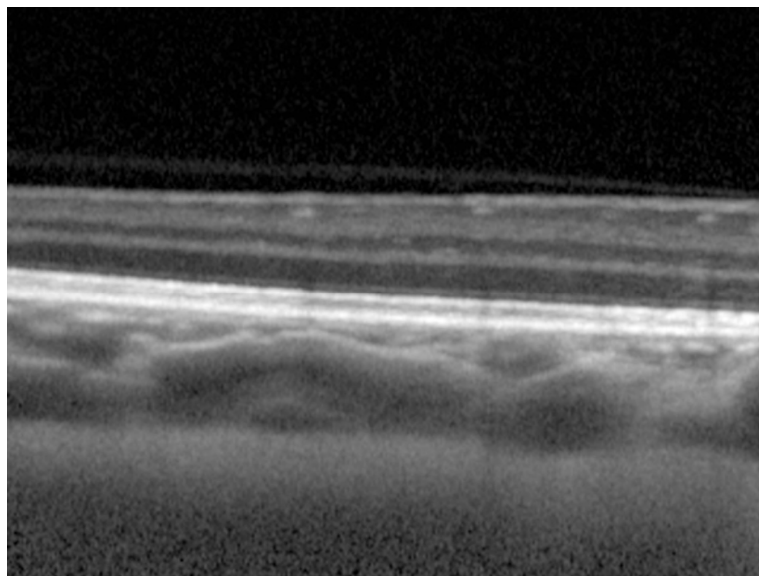


Figure III.4 : image utilisée.

Les classes obtenues

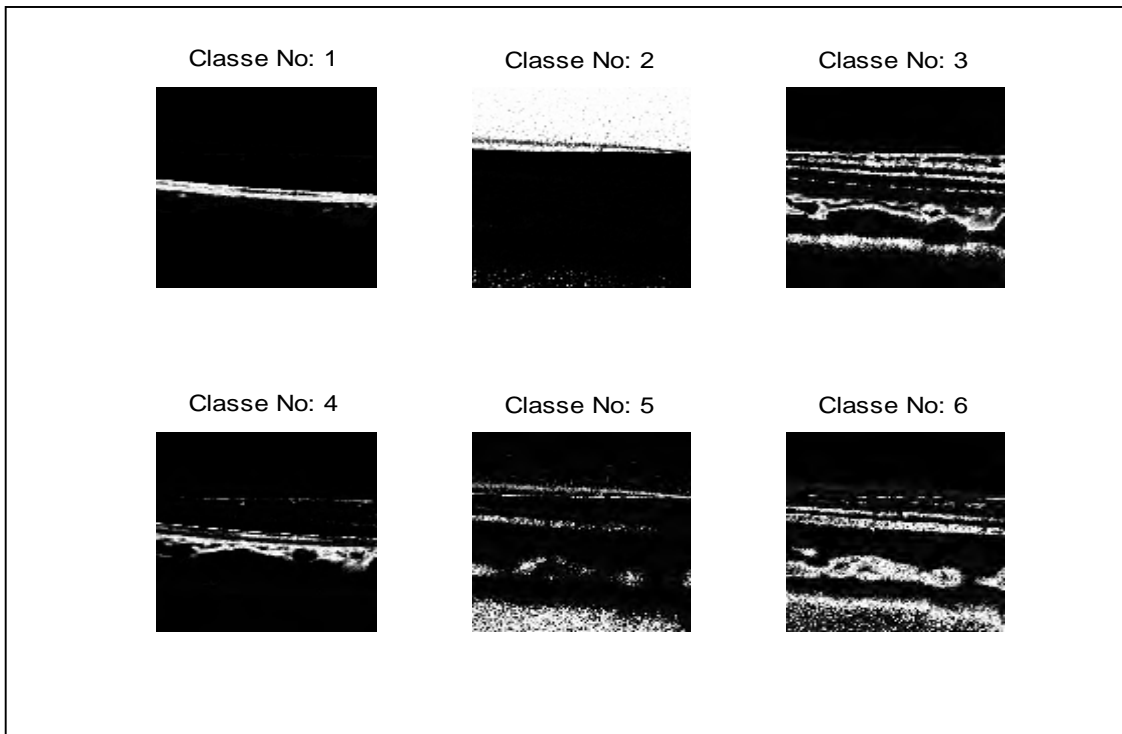


Figure III.5 : Résultat de la segmentation par FCM

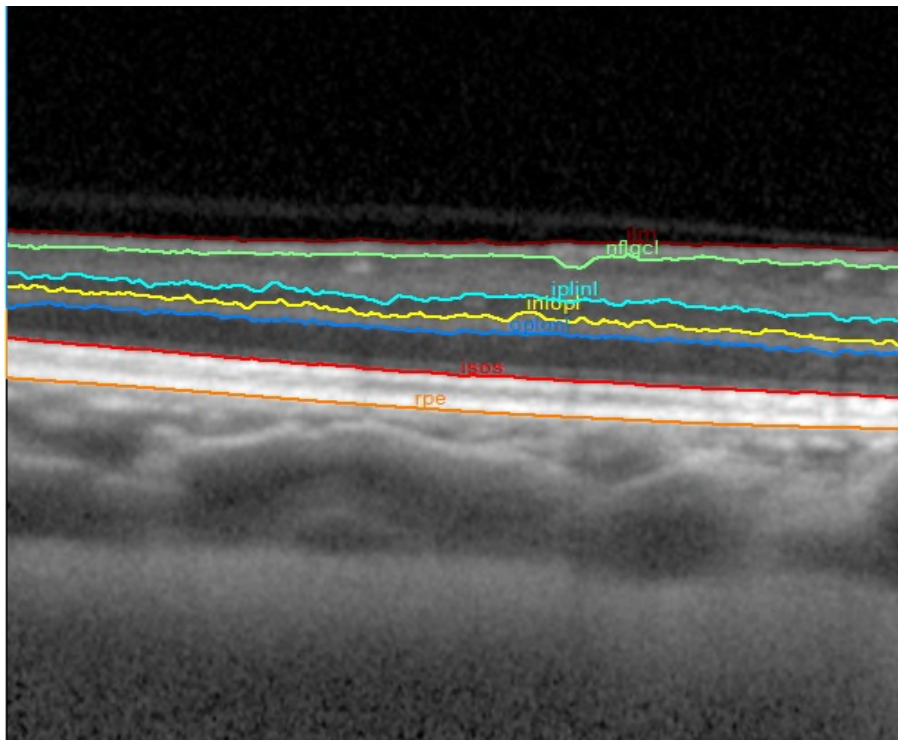


Figure III.6 : Résultat obtenu utilisons octSegmentationGUI.



Lorsque on segmente l'image avec l'OCT, un menu va apparaître avec l'image dans le but de visualisé chaque couches, permettant ainsi d'ajouter un bruit.

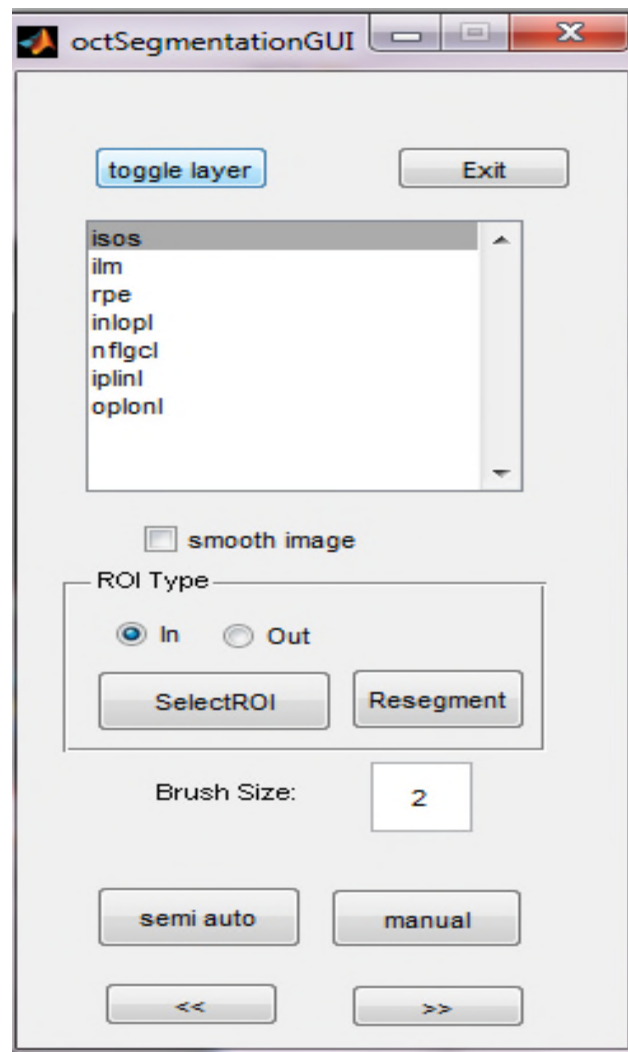


Figure III.7 : le menu apparus lors d'une exécution d'octSegmentationGUI.

- La commande (toggle layer) permet l'apparition de chaque couche toute seule.
- La commande (smooth image) permet d'ajouter le bruit à l'image afin de permettre une évaluation pour l'image obtenue.
- Cette application donne des résultats plus précis et plus facile à comprendre que l'algorithme FCM.



### III.8. Analyse de segment antérieure :

Dans cette partie on s'intéresse aux questions liées à l'analyse du segment oculaire antérieur en termes de sélection des algorithmes d'analyse de l'angle de filtration et le volume de la chambre antérieure. Ceux-ci sont parmi les questions fondamentales qui n'ont pas été résolus à ce jour dans les applications disponibles dans les tomographes modernes. Ces calculs sont soit, pas possibles du tout ou pas entièrement automatisés. Les algorithmes que nous allons utiliser non seulement pour résoudre le problème mais aussi pour indiquer d'autres façons possibles pour les résoudre.



Figure III.8 : segment antérieur.

Le trabéculant est la structure responsable du drainage de l'humeur aqueuse de l'œil (chambre antérieure). Parmi les anomalies qu'on peut découvrir à travers l'angle de filtration : le glaucome. Sur la base de la largeur d'angle, le glaucome peut être décomposé en glaucome à angle ouvert et le glaucome à angle fermé.

Jusqu'à présent, toutes les mesures mentionnées ont été effectuées manuellement indiquant les points caractéristiques appropriés. Cependant, dans le cas de variation individuelle ou pathologie ces paramètres ont une précision différente et la répétabilité des mesures résultant principalement de leur nature et à partir des grandeurs mesurées.

Les paramètres utilisés ne sont pas précisément définis et les médecins chacun doit choisir le paramètre de mesure utilisé. En conséquence, les résultats obtenus ne sont pas fiables et difficiles à vérifier et à comparer avec le standard et avec d'autres médecins. Le AOD (la distance d'ouverture d'angle) dans notre cas c'est la droite qui relie les deux points  $p_1$  et  $p_2$ , le TIA (angle d'iris intraoculaire) consiste à mesurer l'angle, et le TISA (surface d'iris intraoculaire) qui consiste en la mesure de la surface de quadrilatère ( $p_1p_2, p_3p_4$ ) (Figure III.9).[22]

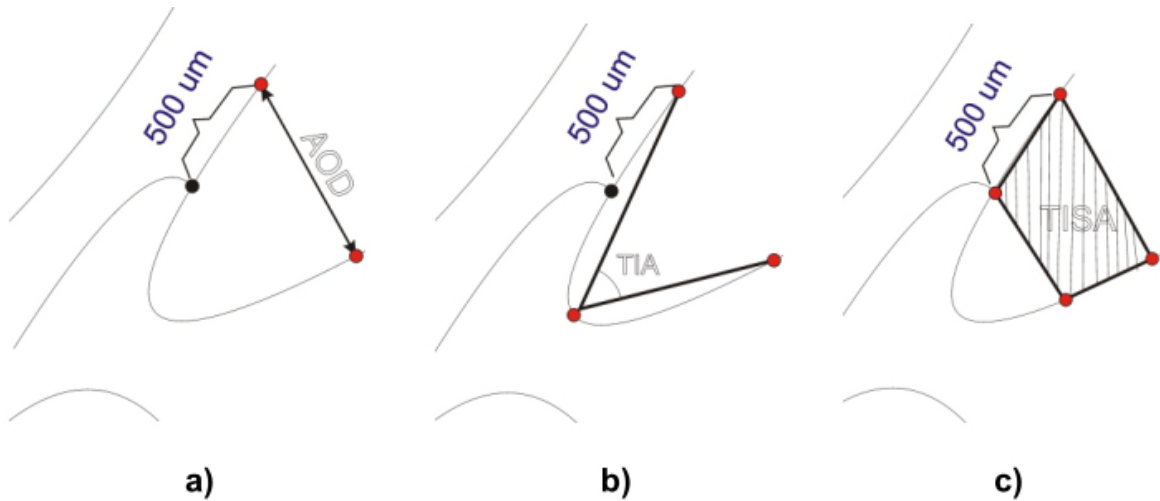


Figure III.9 : méthodes de mesure d'angle de filtration.

Pour cela un procédé automatique pour la mesure d'angle de filtration TIA, la distance AOD, et la surface TISA sera proposer (pour un calcul automatique).

Les calculs manuels donnent une grande erreur pour les trois paramètres, cependant le procédé automatique qui sera présenté doit minimiser l'erreur et pour cela on doit utiliser une image réelle délivré par le logiciel (utiliser dans les tomographes) pour avoir un résultat idéal, malheureusement pour notre test, nous étions obligé d'utiliser une image de référence synthétique pour la suite des calculs.



Figure III.10 : image de référence (image binaire de teste illustrant l'angle de filtration).

- Pour ces calculs nous avons effectué des mesures dont on procède à un glissement de la position des points p1 et p2 vers p3 et p4.

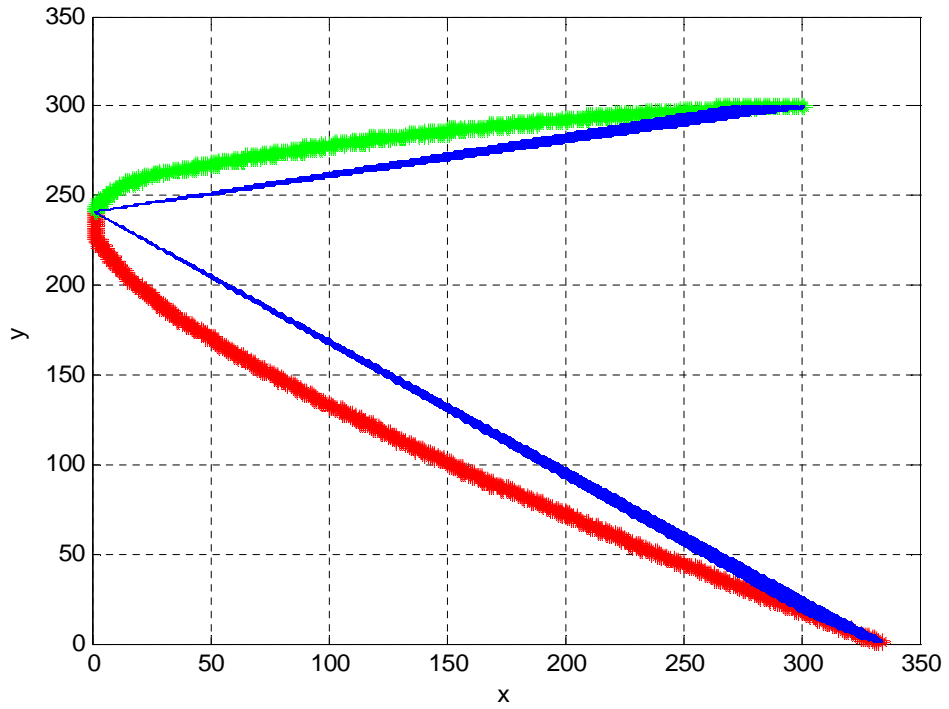


Figure III.11 : contour obtenue à partir du l'image de référence.

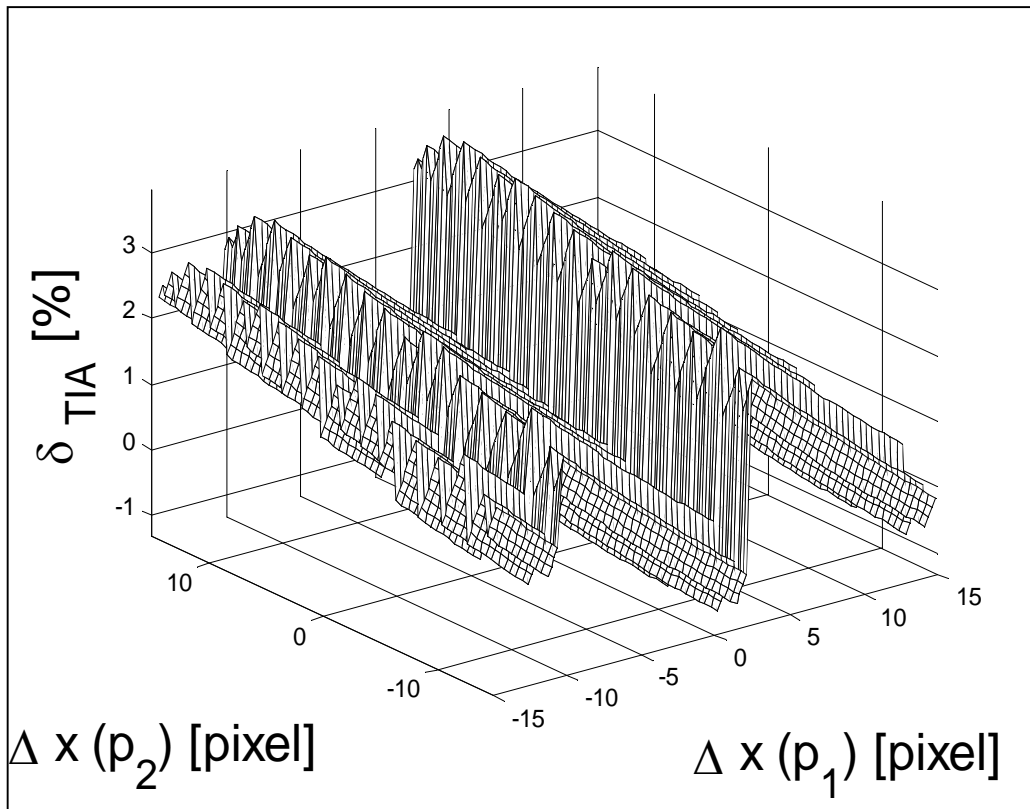


Figure III.12 : graphique des valeurs d'erreurs.

Lors du déplacement du point p1 ou p2 vers l'angle de filtration, la valeur de mesure de l'erreur est très grande pour le paramètre TIA. A un changement des points TIA est sensible aux erreurs des opérateurs.

- Pour la suite des calculs nous avons fait apparaître les deux points d'extrémité pour avoir la distance AOD, puis nous avons tracé l'angle TIA, afin d'avoir deux points qui vont nous permettre le calcul de la surface TISA.

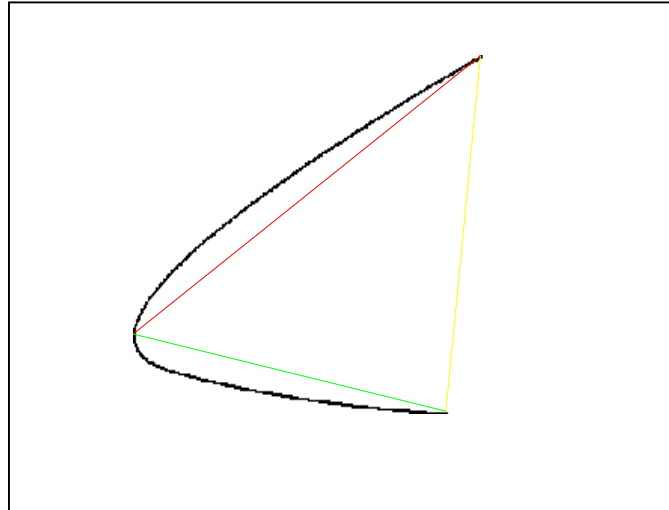


Figure III.13 : la distance AOD et l'angle TIA obtenus.

La couleur "jaune" correspond à la distance AOD et l'angle TIA se situe entre la droite rouge et la droite verte.

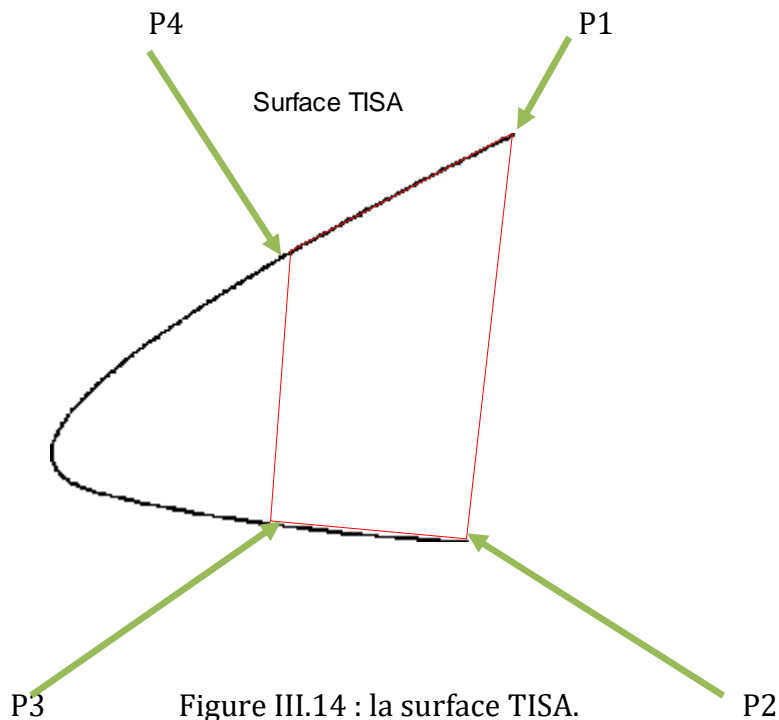
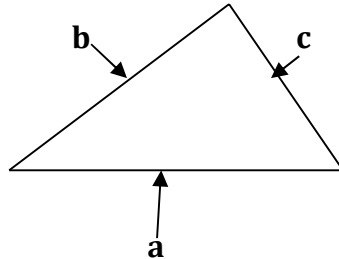


Figure III.14 : la surface TISA.

- Nous avons mesuré la distance AOD. Selon notre cas (l'image utilisé) si l'œil du patient ne présente aucune anomalie, l'appareil indiquera la valeur retrouvé pour le AOD.
- Pour le calcul d'angle TIA nous avons pris en considération la formule de calcul d'angle d'un triangle quelconque :

$$\text{Ang} = \arccos \left( \frac{a^2 + (b^2 - c^2)}{2 \cdot a \cdot b} \right). \text{ (Théorème d'ALKASHI)[20].}$$



- Pour le calcul de la surface TISA nous nous sommes basé sur la formule analytique de calcul d'aire d'un quadrilatère convexe [21]:

$$\text{TISA} = 1/2 * [ |(x1-x2)*(y1-y4)| + |(x2-x4)*(y1-y3)| ].$$

Avec : (x1, y1) sont les coordonnées du point p1 ; (x2, y2) : les coordonnées du p2  
 (x3, y3) : les coordonnées du p3 et (x4, y4) : les coordonnées du point p4.

**Résultats obtenus :**

Les différents paramètres	Les résultats calculés (unité d'échelle)
AOD	Dist_AOD = 204.2988 pixels
TIA	Ang = 48.9936°
TISA	A = 4.0394e+004 pixels

Tableau III.1 : Résultats obtenus lors de la simulation des paramètres AOD, TIA, TISA.

Selon les résultats obtenus : si l'œil est normal l'appareil affichera 204.2988 pixels (par unité d'échelle) pour la distance AOD, 48.9936° pour l'angle normale TIA et 4.0394e+004 pixels pour la surface TISA.

Les paramètres présentés ont une sensibilité aux erreurs et le médecin peut utiliser un seul paramètre (soit l'AOD, TIA ou TISA) pour savoir si le patient a une pathologie ou non. Le procédé AOD est le meilleur pour un contour dans lequel l'angle de filtration mesurée est approché par des lignes, dans d'autres cas, le paramètre TISA.

Malheureusement nous n'avons pas une image réelle de l'œil comportant une anomalie (glaucome, diabète...) et qui doit être délivré par le tomographe pour pouvoir appliquer les mêmes programmes et de nous permettre de comparer.

Dans le cas d'une pathologie, des déformations vont apparaitre comme montre la figure (III.15)

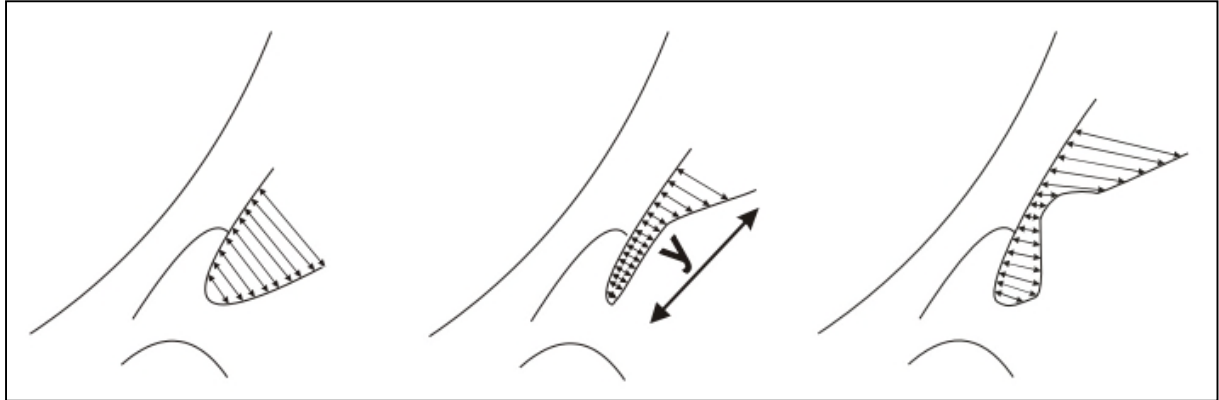


Figure III.15 : La chambre antérieure pour les différents degrés de pathologie.  
(Le changement de la forme d'angle). [22]

### III.9.Analyse de segment postérieur :

Cette deuxième partie présente les enjeux de l'œil (segment postérieure) et l'utilisation des méthodes automatisées pour la détection des couches ainsi que le degré de détachement de la rétine sera analysé automatiquement. Les mesures qu'on va réaliser fournira une possibilité d'obtenir des données quantitatives et une détermination automatique des couches individuelles des cartes d'épaisseur. Et pour bien dérouler notre algorithme on a choisi une image représentante d'une coupe de la rétine afin d'appliquer nos programmes et d'interpréter les résultats. Comme pour la partie de segment antérieur, notre image est synthétique.

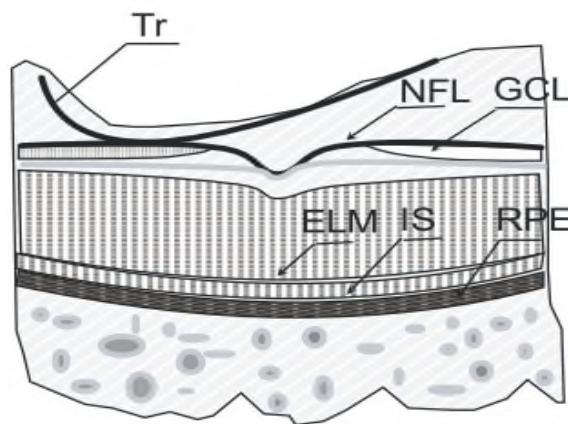


Figure III.16. Schéma d'une coupe rétinienne marquée avec les zones caractéristique.

NFL : couche des fibres neuronal (nerveuses) ; GCL : la couche des cellules ganglionnaires ; RPE : épithélium pigmentaire rétinienne ; Is : couche des photos récepteurs interne.

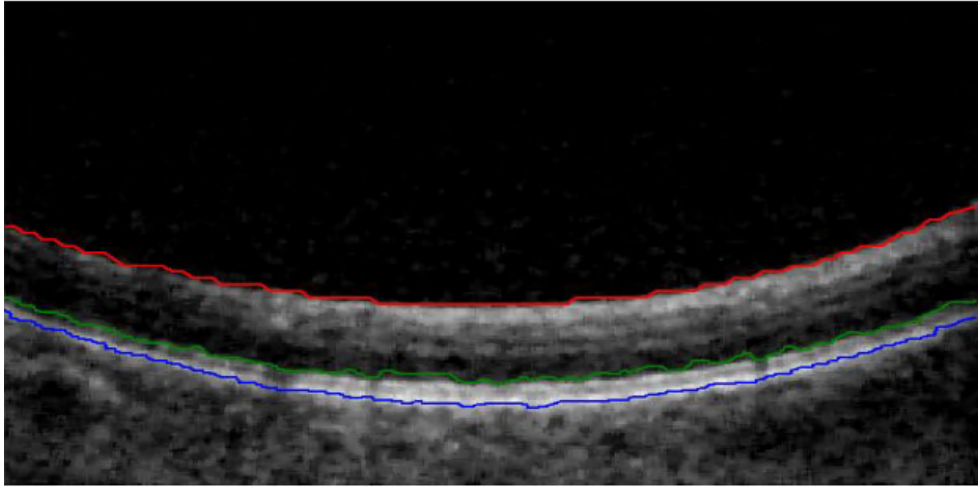


Figure III.17.exemple des couches détecté au moyen d'algorithme décrit dans cette partie (NFL : rouge ; ONL : vert, RPE : bleu).

- Ce travaille fait référence à des méthodes qui détermine les limites des couches (visible sur la figure III.15) automatiquement suivi par l'analyse des résultats obtenu à l'aide de l'algorithme suivant :

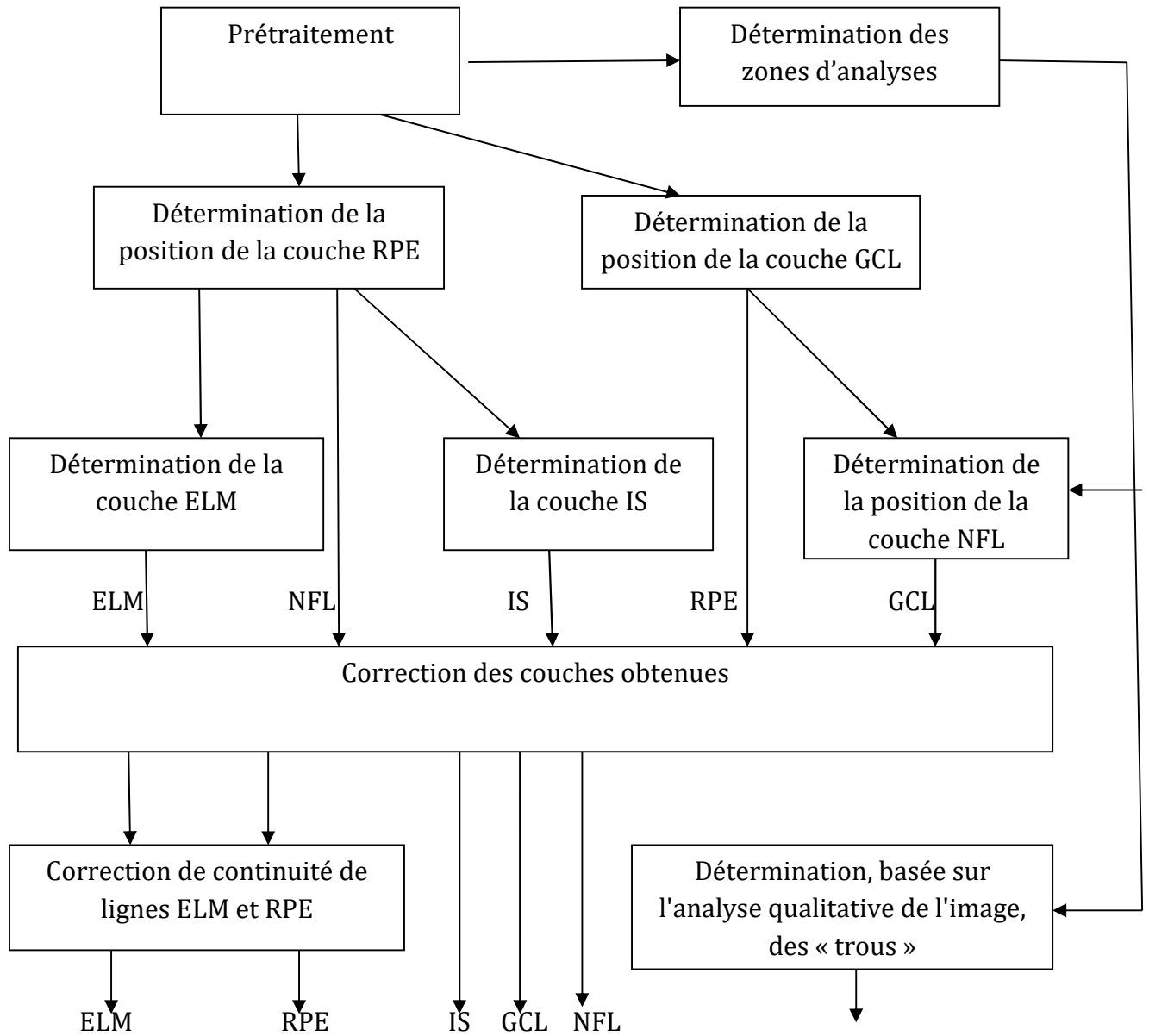


Figure III.18 : schéma de l'algorithme d'analyse du fond de l'œil.



### III.9.1 : Prétraitement :

La première étape consiste le traitement d'image comprenant la filtration à l'aide d'un filtre médian dans le but d'éliminer le bruit introduit par le système de mesure lors de l'acquisition d'image. Cette étape nous permet de déterminer les zones d'analyse.

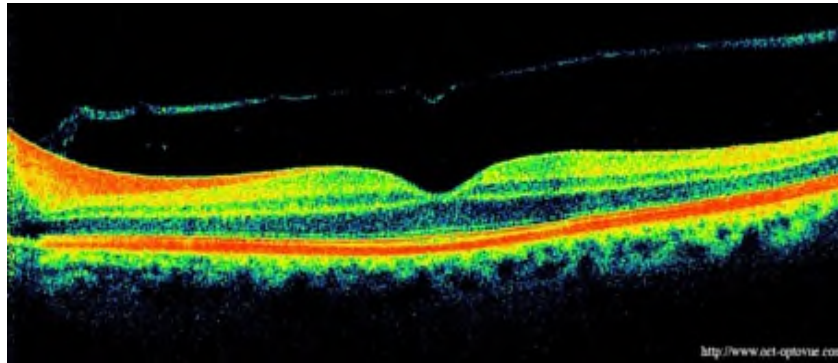


Figure III.19 : image utilisée (avant le prétraitement).

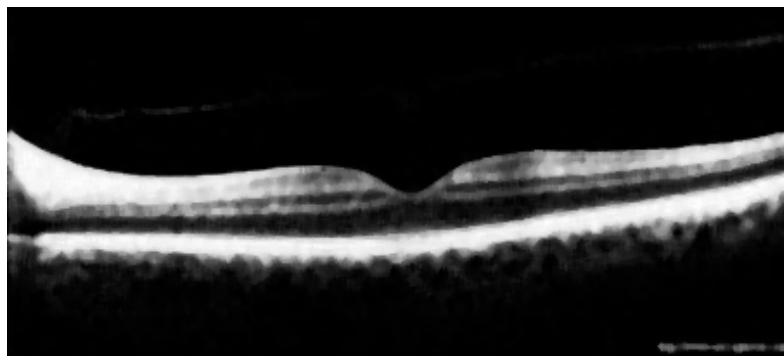


Figure III.20 : image obtenue après le traitement et la filtration (image d'entrée).

### III.9.2 : Détection des différentes couches et des différentes limites :

- La couche RPE est la première et la plus simple à déterminer, elle est parfaitement visible sur l'image que le système fournira (image réelle) comme une zone plus brillante.
  - Pour la détermination de cette couche nous avons commencé par l'analyse de la position maximale des colonnes consécutives, donc une nouvelle image est créée.
  - Par la suite nous avons calculé la position du centre de la section la plus longue de chaque colonne d'image.

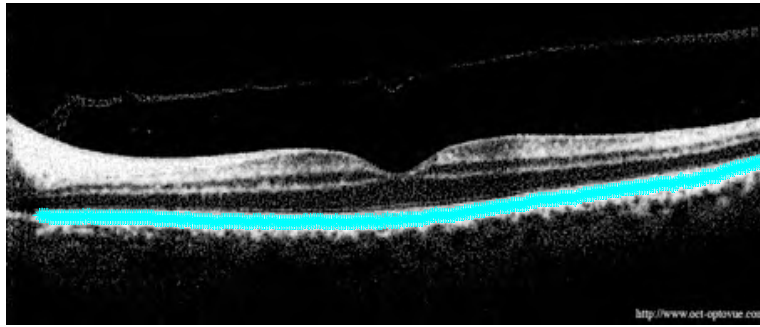


Figure III.21 : image obtenue pour la détermination de RPE

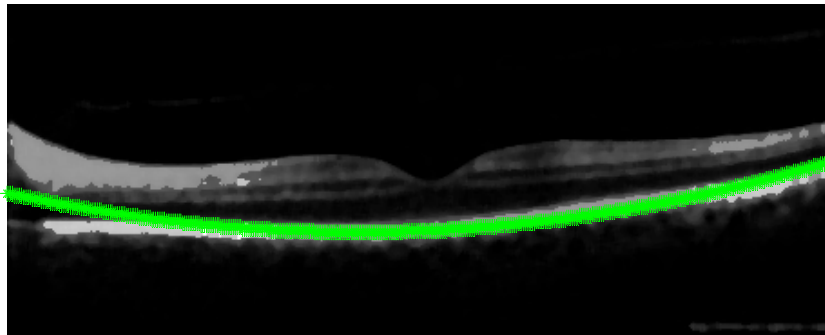


Figure III.22 : Fragment élargis de l'image mentionné d'entrée.

Lorsque ce fragment est motionné sur l'image, cela indiquera la présence d'une légère pathologie.

- Les limites IS et ONL sont déterminées à partir de la couche RPE.
  - Pour cela nous avons utilisé la méthode de convolution avec un masque  $h$ , une autres méthode est possible est celle d'utilisée un filtre médian et le calcule de la différence entre les pixels situe sur l'axe  $oy$ .

- Nous avons pris une partie de l'image initiale pour la position de la limite NFL a été déterminer en deux étapes :
  - La première étape consiste en conversion du décimal en binaire (conversion pour chaque colonne de l'image d'entrée), et lors de filtration on a utilisé filtre médian avec un marqueur rouge.
  - La deuxième étape comprend la détermination des lignes liée aux point de l'images situe sur l'axe ox.

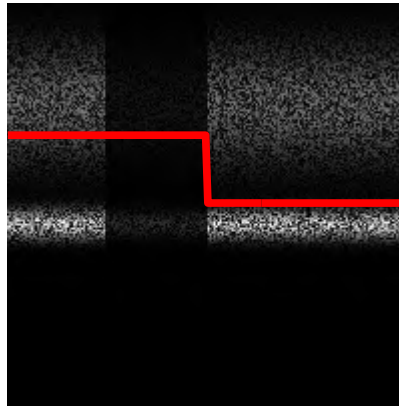


Figure III.23 : Image obtenue appliquant la première étape.

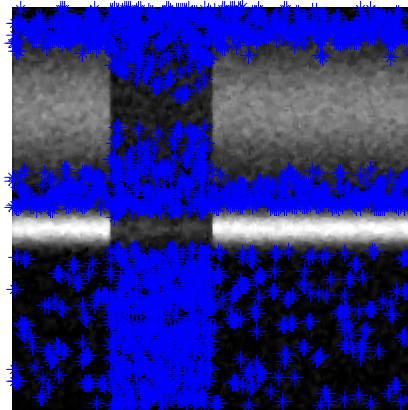


Figure III.24 : image obtenue on ajouts un bruit gaussien marqué en bleu.

- Le bruit a été ajouté pour permettre d'évaluer la qualité d'image, si le bruit est marqué sur l'image cela indique la présence d'une pathologie an niveau de la couche NFL.

- Pour la correction des couches obtenues, nous avons utilisé les images précédentes qu'ont été désormais soumises à analyse, afin d'éliminer les perturbations supplémentaires et d'améliorer leur qualité.

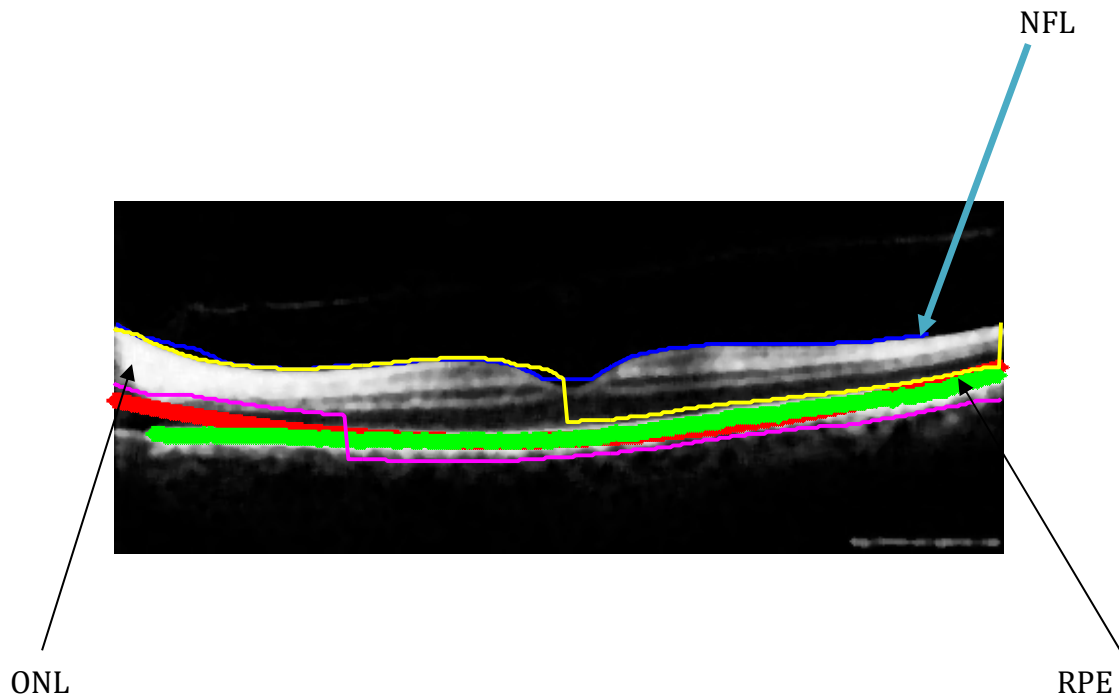


Figure III.25 : image obtenue lors de la correction des différentes couches.

- Pour déterminer les trous sur l'image binaire, nous avons appliqué la méthode des étiquettes, tel que chaque objet reçoit une étiquette et détermine les coordonnées de la position de son centre de gravité.

Dans cette partie, nous nous sommes basée sur l'algorithme classique, de façon à interpréter chaque étape automatiquement et nous avons présenté les résultats obtenus lors d'une image synthétique.

### III.10 : Conclusion :

Ce chapitre nous a permis une application d'OCT en ophtalmologie tel que la segmentation d'image rétinienne, l'analyse de fond d'œil soit, le segment antérieure ou le segment postérieure. Les méthodes utilisées et les calculs qui sont faits ont beaucoup d'avantages tel que la précision, la diminution de la valeur d'erreur et la facilité.

***CONCLUSION***  
***GENERALE***

## **CONCLUSION GENERALE**

Ce travail nous a permis d'aborder le domaine du biomédical en particulier de l'imagerie médicale et d'acquérir des connaissances sur les différents modes de fonctionnement des systèmes analyseurs et les différentes méthodes de reconstruction d'images. Dans ce manuscrite nous nous sommes intéressée à la tomographie à cohérence optique ainsi qu'à son application dans le domaine ophtalmologique.

L'étude de la tomographie à cohérence optique nous a permis de bien comprendre le principe physique de cette dernière ainsi qu'à son fonctionnement et les différentes configurations de cette technique ce qui nous a permis de faire une comparaison entre la tomographie classique et la tomographie à cohérence optique.

Pour une application d'OCT en ophtalmologie et une segmentation des couches rétiniennes nous avons choisi l'algorithme FCM comme une deuxième méthode dans la première partie afin de pouvoir comparer.

Pour la deuxième partie (application d'OCT en ophtalmologie) nous nous sommes intéressé à l'analyse du segment antérieure et l'analyse de segment postérieure, les résultats approximatifs obtenue sont différent de la réalité en absence d'une base de donnée réelle, néanmoins nous avons pu effectuer des calculs automatique, permettant ainsi pour un praticien l'analyse des images lors d'un examen, et l'évaluation des différents paramètres en vue d'un bon diagnostic.

En perspective il serait intéressant de compléter ce travail, d'une part par l'acquisition d'une base de donnée réelle (Zeiss Cirrus HD-OCT ou SOCT Copernicus HR), d'autre part par l'introduction de la technologie OCTA (Angiographie).

# ***ANNEXES***

## ANNEXE A

### **Différentes approches :**

Le choix d'une méthode de segmentation est lié à plusieurs facteurs. Comme : la nature de l'image, les conditions d'acquisition (bruit), les primitives à extraire (contours, textures, ...etc.).

En effet dans la littérature, plusieurs manières de catégoriser les méthodes de segmentation d'images. Nous présenterons les trois catégories suivantes :

- Approches contours.
- Approches régions.
- Approches par classification de pixels.

#### **a- Approches contours :**

De façon général, un contour est défini comme étant la frontière entre deux régions. La détection de contours consiste à repérer les points d'une image numérique qui correspondent à un changement brutal de l'intensité lumineuse.

Les méthodes de détection de contours donnent de bons résultats quand les contours de l'image sont bien définis.

#### **b- Approches régions :**

Les approches régions ont pour but de mettre en évidence les régions homogènes de l'image. Il s'agit de rechercher des ensembles de pixels partageant des propriétés communes. Les régions sont différenciées entre elles par des propriétés élémentaires basées sur des critères locaux tels que le niveau de gris de chaque pixels, ou bien sur un attribut estimé dans le voisinage du pixel tel que la valeur moyenne, la variance ou des paramètres de texture.

#### **c- Approches par classification de pixels**

Ce type de méthode considère une région comme un ensemble de pixels connexes appartenant à une même classe. Elle suppose donc que les pixels qui appartiennent à une même région possèdent des caractéristiques similaires et forment un nuage de points dans l'espace des attributs.



## ANNEXE B

### Réalisation pratique de l'OCT [11] :

#### 1- Installation du patient :

Le patient doit être confortablement installé. Le menton bien posé sur mentonnière et le front appuyé en avant. Il est important de bien régler la hauteur de la table d'examen et de la chaise du patient pour éviter les mouvements de la tête.

#### 2- Acquisition de l'examen :

Une fois l'installation du patient réalisée et ces données nominatives enregistrés dans la base de données de l'appareil, il ne reste plus qu'à choisir le ou les protocoles d'acquisition des images.

#### 3- Analyse des images :

Une fois que le protocole a été choisi et que l'image a été acquise, le logiciel va alors réaliser une analyse informatique de ces résultats afin de construire une image artificielle réalisée avec une fausse échelle de couleurs qui sera facile à interpréter: Les couleurs sombres, bleu et noir, indiquent des structures de basse réflectivité, alors que les couleurs vives, blanc et rouge, indiquent des structures de haute réflectivité.

Les différentes structures rétinienne auront donc des couleurs différentes sur les images construites. L'épithélium pigmentaire et la couche des fibres nerveuses vont apparaître en blanc ou rouge car elles ont une importante réflectivité. La couche des cellules ganglionnaires, des photorécepteurs et de la choroïde vont apparaître en bleu-vert car elles sont moins réfléchives. Et enfin le vitré, très peu réfléchif sera coloré en noir.

Toujours à partir de ces mêmes données, le logiciel va établir l'épaisseur de la rétine, et même le volume, grâce à une échelle chromatique.



Figure : installation du patient.

# ***BIBLIOGRAPHIE***

[1] Marie-Pierre GUENFOUDI CHU DIJON, "les différentes techniques d'imagerie médicale". ( 4 et 5 février 2013 ).

<http://www.cnrs.fr/fr/pdf/tap/imagerie-medicale/pubData/source/IRM.pdf>

[2] Méthodes d'imagerie médicale

<http://w.med.univ.angers.fr/discipline/radiologie/methodes.htm>

[3] L'association canadienne des radiologistes, "guide d'introduction à l'imagerie médicale : utilisation et sûreté des rayons X".

[http://www.car.ca/uploads/standards%20guidelines/20130128\\_fr\\_guide\\_intro\\_imagerie\\_medicale.pdf](http://www.car.ca/uploads/standards%20guidelines/20130128_fr_guide_intro_imagerie_medicale.pdf)

[4] Bahloul Nawel et Feddala Fatima, "Reconstruction tomographique par méthodes itératives", mémoire d'ingénieur, Université de A.Mira Bejaia, 2005.

[5] Document la collection cea "de la médecine nucléaire aux neurosciences.

<http://perso.telecom-paristech.fr/~bloch/ATIM/ImagerieMedicale.pdf>

[6] B. Stéphanie, "Segmentation d'images IRM anatomiques par inférence bayésienne multimodale et détection de lésions," Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur de Strasbourg, 2008.

[7] Document Cnrs le journal imagerie médicale, "radiographie d'une révolution"

<http://perso.telecom-paristech.fr/~bloch/ATIM/ImagerieMedicale.pdf>

[8] Documents réalisés par Mathias Bavay (4 juin 2002)

[http://www.esc-metz.fr/eleves/themes/imagerie/Scanner\\_X.htm](http://www.esc-metz.fr/eleves/themes/imagerie/Scanner_X.htm)

[9] Document "note de cour imagerie médicale"

[https://cours.etsmtl.ca/gts503/Cours/Notesdecours/GTS503\\_C3-Imagerie%20%20NotesDeCours.pdf](https://cours.etsmtl.ca/gts503/Cours/Notesdecours/GTS503_C3-Imagerie%20%20NotesDeCours.pdf)

[10] Ali Mcheik, "modélisation statistique du speckle en OCT : application à la segmentation d'images de la peau", thèse doctorat université Toulouse, 2010.

[11] Docteur Ouarda Nejari, "OCT du pôle postérieur : quel apport ?", université Sidi Mohamed Ben Abdellah, 2014.

[12] Malha Ouadour, "Principe de tomographie et spectro-tomographie optique de cohérence par intercorrélation sans balayage basée sur un réseau de diffraction", HAL.

<https://tel.archives-ouvertes.fr>

[13] Edward Baraghis, "Développement d'un système de tomographie par cohérence optique pour la mesure de la compliance vasculaire cérébrale IN-VIVO", université de Montréal 2011.

[14] Document "concepts biophysiques de l'imagerie médicale", Faculté de médecine de Lille. [http://www.biophysique.fr/7BFB5D6F-694E-4DD8-A9AE-DD2963ECAA45\\_files/jma061-9.pdf](http://www.biophysique.fr/7BFB5D6F-694E-4DD8-A9AE-DD2963ECAA45_files/jma061-9.pdf)

[15] Feroui Amel, "Analyse des images couleur du fond d'œil pour l'aide au diagnostic en ophtalmologie : application a la détection des pathologies rétinienne", université Abu-Bakr-Belkaid Tlemcen, 2014.

[16] Document "Neurosciences IV-La vision", université Paris 8-Master Technologie et handicap. [http://C:\Users\PC\Downloads\Documents\neuro\\_4.pdf](http://C:\Users\PC\Downloads\Documents\neuro_4.pdf)

[17] Document " OCT (tomographie de cohérence optique): qu'est-ce que c'est ?", Copyright © 2012 getoct™ Ltd.

[18] Jean-Jacques Rousselle, "Les contours actif, une méthode de segmentation application à l'imagerie médicale", Thèse doctorat, université François Rabelais de tours.

[19] C. Songcan, and D. Zhang, "Robust image segmentation using FCM with spatial constraints based on new kernel-induced distance measure," Cybernetics, IEEE Transactions Part B, on Systems, Man, and Cybernetics, 34.4 pp. 1907-1916, 2004.

[20] Théorème d'AL KASHI

[https://www.google.fr/?gws\\_rd=ssl#q=th%C3%A9or%C3%A8me+d%27al+kashi+triangle](https://www.google.fr/?gws_rd=ssl#q=th%C3%A9or%C3%A8me+d%27al+kashi+triangle)

[21] calcule d'aire d'un quadrilatère quelconque : <file:///D:/docum%203%C3%A8me%20chapire/Aire%20du%20quadrilat%C3%A8re,%20toutes%20les%20formules.html>

[22] Robert Koprowski, Zygmunt wrobel, "Image processing in optical coherence tomography using matlab", Sosnowiec 2011.

[23] Bjorn Heismann, Bernhard Schmaidt, Thomas Flohr, "Spectral Computed Tomography".

[24] Sources d'images : [OCT-Optovue.com](http://OCT-Optovue.com) ; [OCT-Ophtalma.fr](http://OCT-Ophtalma.fr)

[25] B. U. Shanker, "Novel Classification and segmentation techniques with application to remotely sensed images, " Transactions on Rough Sets 7, Springer Berlin, Heidelberg Edition, pp. 295-380, 2007.

[26] S. Ameer et Z. Ameer, " Revue des approches de segmentation d'images textures: exemple des images météorologiques", 3 rd International Conférence : Science of Electronic, Technologies of Information and Telecommunication, Tunisia, 2005.

[27] D. Guo, V. Atluri, and N. Adam, "Texture based remote sensing image segmentation," Proceeding of IEEE International Conference on Multimedia and Expo, pp1472-1475, 2005.

## **RESUME :**

La tomographie à cohérence optique (OCT) est une technique relativement récente, en pleine expansion dans le domaine de l'imagerie microscopique des tissus biologiques.

L'OCT offre à l'imagerie biomédicale l'avantage d'accomplir un scan non invasif à travers la profondeur d'un tissu biologique.

L'OCT offre certains avantages par rapport à ces techniques existantes : c'est une méthode de nature non invasive et non destructrice, elle est facile à utiliser, c'est une technique de très haute résolution et d'une haute sensibilité. Elle permet d'obtenir des images avec un bon contraste même avec un très faible signal. L'OCT est basée sur le principe de l'interférométrie.

L'OCT est applicable dans différents domaines, nous nous sommes intéressé à l'application de cette dernière dans le domaine ophtalmologique vue son importance, ces qualités et ces avantages.

## **ABSTRACT:**

Optical coherence tomography (OCT) is a relatively new technique, expanding in the field of microscopic imaging of biological tissues.

OCT offers the advantage biomedical imaging to perform a noninvasive scan through the depth of biological tissue.

OCT offers some advantages over those existing technologies: it is a method of non-invasive and non-destructive nature, it is easy to use, it is a technique of very high resolution and high sensitivity. It produces images with good contrast even with a very weak signal. OCT is based on the principle of interferometry.

OCT is applicable in various areas; we were interested in the application of the latter in the field of ophthalmology for its importance, these qualities and benefits.