



Université de Poitiers

Faculté de Médecine et Pharmacie

Année 2021

THESE

**POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE
(Décret du 25 novembre 2016)**

Présentée et soutenue publiquement
le 10 septembre 2021 à Poitiers
par **Monsieur Jean-Baptiste MARCEL**

Suivi et quantification des déformations rétiniennes par tomographie
à cohérence optique, utilisation de la corrélation d'images
numériques

COMPOSITION DU JURY

Président : Monsieur le Professeur Nicolas LEVEZIEL

Membres : Monsieur le Professeur Rémy GUILLEVIN

Madame le Docteur Alice LEBLANC

Monsieur le Docteur Jean-Christophe DUPRE

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Pascal DOUMALIN



Le Doyen,

Année universitaire 2020 - 2021

LISTE DES ENSEIGNANTS DE MEDECINE
Professeurs des Universités-Praticiens Hospitaliers

- BOULETI Claire, cardiologie
- BOURMEYSTER Nicolas, biologie cellulaire
- BRIDOUX Frank, néphrologie
- BURUCOA Christophe, bactériologie – virologie
- CHEZE-LE REST Catherine, biophysique et médecine nucléaire
- CHRISTIAENS Luc, cardiologie
- CORBI Pierre, chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
- DAHYOT-FIZELIER Claire, anesthésiologie – réanimation
- DEBAENE Bertrand, anesthésiologie réanimation
- DEBIAIS Françoise, rhumatologie
- DROUOT Xavier, physiologie
- DUFOUR Xavier, Oto-Rhino-Laryngologie
- FAURE Jean-Pierre, anatomie
- FRASCA Denis, anesthésiologie-réanimation
- FRITEL Xavier, gynécologie-obstétrique
- GERVAIS Elisabeth, rhumatologie
- GICQUEL Ludovic, pédopsychiatrie
- GILBERT Brigitte, génétique
- GOMBERT Jean-Marc, immunologie
- GOUJON Jean-Michel, anatomie et cytologie pathologiques
- GUILLEVIN Rémy, radiologie et imagerie médicale
- HAUET Thierry, biochimie et biologie moléculaire
- INGRAND Pierre, biostatistiques, informatique médicale
- ISAMBERT Nicolas, cancérologie
- JAAFARI Nematollah, psychiatrie d'adultes
- JABER Mohamed, cytologie et histologie
- JAYLE Christophe, chirurgie thoracique t cardio-vasculaire
- KARAYAN-TAPON Lucie, cancérologie
- KEMOUN Gilles, médecine physique et de réadaptation (**en disponibilité**)
- KRAIMPS Jean-Louis, chirurgie générale
- LECLERE Franck, chirurgie plastique, reconstructrice
- LECRON Jean-Claude, biochimie et biologie moléculaire
- LELEU Xavier, hématologie
- LEVARD Guillaume, chirurgie infantile
- LEVEQUE Nicolas, bactériologie-virologie
- LEVEZIEL Nicolas, ophtalmologie
- MACCHI Laurent, hématologie
- MCHEIK Jiad, chirurgie infantile
- MEURICE Jean-Claude, pneumologie
- MIGEOT Virginie, santé publique
- MILLOT Frédéric, pédiatrie, oncologie pédiatrique
- MIMOZ Olivier, anesthésiologie – réanimation
- NEAU Jean-Philippe, neurologie
- ORIOT Denis, pédiatrie
- PACCALIN Marc, gériatrie
- PERAULT-POCHAT Marie-Christine, pharmacologie clinique
- PERDRISOT Rémy, biophysique et médecine nucléaire
- PIERRE Fabrice, gynécologie et obstétrique
- PRIES Pierre, chirurgie orthopédique et traumatologique
- RAMMAERT-PALTRIE Blandine, maladies infectieuses
- RICHER Jean-Pierre, anatomie
- RIGOARD Philippe, neurochirurgie
- ROBERT René, réanimation

- ROBLOT France, maladies infectieuses, maladies tropicales
- ROBLOT Pascal, médecine interne
- RODIER Marie-Hélène, parasitologie et mycologie (**retraite 01/03/2021**)
- SAULNIER Pierre-Jean, thérapeutique
- SCHNEIDER Fabrice, chirurgie vasculaire
- SILVAIN Christine, hépato-gastro- entérologie
- TASU Jean-Pierre, radiologie et imagerie médicale
- THIERRY Antoine, néphrologie
- THILLE Arnaud, réanimation
- TOUGERON David, gastro-entérologie
- WAGER Michel, neurochirurgie
- XAVIER Jean, pédopsychiatrie

Maîtres de Conférences des Universités-Praticiens Hospitaliers

- ALBOUY-LLATY Marion, santé publique (**en mission 2020/21**)
- ALLAIN Géraldine, chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
- BEBY-DEFAUX Agnès, bactériologie – virologie (**en cours d'intégration PH**)
- BEN-BRIK Eric, médecine du travail (**en détachement**)
- BILAN Frédéric, génétique
- BOISSON Matthieu, anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire (**en mission 1 an à/c nov.2020**)
- CASTEL Olivier, bactériologie - virologie – hygiène
- CAYSSIALS Emilie, hématologie
- COUDROY Rémy, réanimation
- CREMNITER Julie, bactériologie – virologie
- DIAZ Véronique, physiologie
- FROUIN Eric, anatomie et cytologie pathologiques
- GACHON Bertrand, gynécologie-obstétrique
- GARCIA Magali, bactériologie-virologie
- JAVAUGUE Vincent, néphrologie
- KERFORNE Thomas, anesthésiologie-réanimation et médecine péri-opératoire
- LAFAY-CHEBASSIER Claire, pharmacologie clinique
- LIUU Evelyne, gériatrie
- MARTIN Mickaël, médecine interne
- PALAZZO Paola, neurologie (**en dispo 1 an**)
- PERRAUD Estelle, parasitologie et mycologie
- SAPANET Michel, médecine légale
- THUILLIER Raphaël, biochimie et biologie moléculaire

Professeur des universités

- PELLERIN Luc, biochimie et biologie moléculaire

Professeur des universités de médecine générale

- BINDER Philippe

Professeurs associés de médecine générale

- BIRAULT François
- FRECHE Bernard
- MIGNOT Stéphanie
- PARTHENAY Pascal
- VALETTE Thierry
- VICTOR-CHAPLET Valérie

Maîtres de Conférences associés de médecine générale

- AUDIER Pascal
- ARCHAMBAULT Pierrick
- BRABANT Yann
- JEDAT Vincent

Enseignants d'Anglais

- DEBAIL Didier, professeur certifié

Professeurs émérites

- CARRETIER Michel, chirurgie générale (08/2021)
- GIL Roger, neurologie (08/2023)
- GOMES DA CUNHA José, médecine générale (08/2021)
- GUILHOT-GAUDEFFROY François, hématologie et transfusion (08/2023)
- HERPIN Daniel, cardiologie (08/2023)
- KITZIS Alain, biologie cellulaire (16/02/2021)
- MARECHAUD Richard, médecine interne (24/11/2023)
- MAUCO Gérard, biochimie et biologie moléculaire (08/2021)
- RICCO Jean-Baptiste, chirurgie vasculaire (08/2022)
- SENON Jean-Louis, psychiatrie d'adultes (08/2023)
- TOUCHARD Guy, néphrologie (08/2021)

Professeurs et Maîtres de Conférences honoraires

- AGIUS Gérard, bactériologie-virologie
- ALCALAY Michel, rhumatologie
- ALLAL Joseph, thérapeutique (ex-émérite)
- ARIES Jacques, anesthésiologie-réanimation
- BABIN Michèle, anatomie et cytologie pathologiques
- BABIN Philippe, anatomie et cytologie pathologiques
- BARBIER Jacques, chirurgie générale (ex-émérite)
- BARRIERE Michel, biochimie et biologie moléculaire
- BECQ-GIRAUDON Bertrand, maladies infectieuses, maladies tropicales (ex-émérite)
- BEGON François, biophysique, médecine nucléaire
- BOINOT Catherine, hématologie – transfusion
- BONTOUX Daniel, rhumatologie (ex-émérite)
- BURIN Pierre, histologie
- CASTETS Monique, bactériologie -virologie – hygiène
- CAVELLIER Jean-François, biophysique et médecine nucléaire
- CHANSIGAUD Jean-Pierre, biologie du développement et de la reproduction
- CLARAC Jean-Pierre, chirurgie orthopédique
- DABAN Alain, oncologie radiothérapie (ex-émérite)
- DAGREGORIO Guy, chirurgie plastique et reconstructrice
- DESMAREST Marie-Cécile, hématologie
- DEMANGE Jean, cardiologie et maladies vasculaires
- DORE Bertrand, urologie (ex-émérite)
- EUGENE Michel, physiologie (ex-émérite)
- FAUCHERE Jean-Louis, bactériologie-virologie (ex-émérite)
- FONTANEL Jean-Pierre, Oto-Rhino Laryngologie (ex-émérite)
- GRIGNON Bernadette, bactériologie
- GUILLARD Olivier, biochimie et biologie moléculaire
- GUILLET Gérard, dermatologie
- JACQUEMIN Jean-Louis, parasitologie et mycologie médicale
- KAMINA Pierre, anatomie (ex-émérite)
- KLOSSEK Jean-Michel, Oto-Rhino-Laryngologie
- LAPIERRE Françoise, neurochirurgie (ex-émérite)
- LARSEN Christian-Jacques, biochimie et biologie moléculaire
- LEVILLAIN Pierre, anatomie et cytologie pathologiques
- MAIN de BOISSIERE Alain, pédiatrie
- MARCELLI Daniel, pédopsychiatrie (ex-émérite)
- MARILLAUD Albert, physiologie
- MENU Paul, chirurgie thoracique et cardio-vasculaire (ex-émérite)
- MORICHAU-BEAUCHANT Michel, hépato-gastro-entérologie
- MORIN Michel, radiologie, imagerie médicale
- PAQUEREAU Joël, physiologie
- POINTREAU Philippe, biochimie
- POURRAT Olivier, médecine interne (ex-émérite)
- REISS Daniel, biochimie
- RIDEAU Yves, anatomie
- SULTAN Yvette, hématologie et transfusion
- TALLINEAU Claude, biochimie et biologie moléculaire
- TANZER Joseph, hématologie et transfusion (ex-émérite)
- TOURANI Jean-Marc, oncologie
- VANDERMARCQ Guy, radiologie et imagerie médicale

Remerciements

A Monsieur le Professeur Nicolas Leveziel

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur de présider et de juger cette thèse. Je vous remercie de m'avoir proposé ce travail. Merci pour votre enseignement, et pour avoir toujours été un chef de service de notre côté. Veuillez recevoir l'expression de ma profonde reconnaissance et de tout mon respect.

A Monsieur le Professeur Rémy Guillevin

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter de juger cette thèse. Veuillez recevoir l'expression de ma sincère reconnaissance et de tout mon respect.

A Madame le Docteur Alice Leblanc

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter de juger cette thèse. Vous m'avez fait découvrir le service du CHU de Poitiers, sans cet accueil chaleureux et bienveillant les choses auraient pu être bien différentes. Je vous dois beaucoup. Veuillez recevoir l'assurance de ma sincère reconnaissance et de tout mon respect.

A Monsieur le Docteur Jean-Christophe Dupre

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter de juger mon travail. Merci de m'avoir accueilli dans votre équipe. Vos compétences et votre sens de l'enseignement font partie intégrante de cette thèse. Veuillez recevoir l'expression de ma profonde reconnaissance et de tout mon respect.

A Monsieur le Docteur Pascal Doumalin

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur de diriger et de juger mon travail. Merci de m'avoir accueilli dans votre équipe. Vos compétences et votre sens de l'enseignement font partie intégrante de cette thèse. Veuillez recevoir l'expression de ma profonde reconnaissance et de tout mon respect.

A ma famille

A mes parents que j'aime plus que tout et qui m'ont toujours soutenu. Maman, merci de veiller sur moi. Papa, merci pour ton immense générosité. Vous m'avez transmis cet esprit curieux qui m'anime.

A ma sœur Céline, merci pour ton poster de Pat Rafter, merci pour tes câlins qui ont bercé mon enfance. Et surtout merci d'avoir fait entrer dans nos vies ce petit soleil, tu es devenue une maman incroyable.

A mon frère Nicolas, mon compagnon de toujours. Toutes ces journées à dévaler, glisser, voler à tes côtés, il n'y en a jamais assez. Merci pour les réglages aux petits oignons.

A ma nièce Elise, merci d'être aussi gentille et généreuse avec moi. Continue à te soucier des autres comme tu le fais. Tu vas devenir une très belle personne.

A Céline, Ema et Laurent, merci d'avoir agrandi la famille, les diners où l'on est tous réunis sont les plus beaux.

A Fernand, pour tes conseils très avisés et ces parties de volley endiablées. Catherine et Jean-Louis, le badin fonctionne, pas d'alarme, je crois qu'il faut y aller. Véronique et Thais c'est toujours l'heure pour déconner.

A Michel, Monique, Raphaël et bien sûr Annie. A tous leurs enfants et petits-enfants.

A mes grands-parents là-haut, qui sont tous très fiers, je n'en ai aucun doute.

A mes maîtres, chefs et amis qui m'ont guidé pendant mon internat : je vous remercie profondément pour tout le savoir que vous m'avez transmis.

Martial, merci pour ta confiance, ta bienveillance et tous tes conseils. Hâte de travailler bientôt à tes côtés.

Roxane, merci pour tes avis, toujours un plaisir de travailler et discuter avec toi. Ton côté fédérateur est très précieux.

Julie, mon premier binôme, merci pour ta gentillesse, ta patience, ta générosité, à bientôt dans les airs.

Olivier, hâte de continuer à apprendre à tes côtés, à décortiquer les dossiers de chirurgie réfractive et à traquer les aberrations optiques.

Maxime, merci pour ta confiance. Merci pour ta capacité d'écoute et tes conseils quand j'en ai eu le plus besoin.

Quentin, le ticket 0.00 (0.00 à 180°) : un choix de vie. Julie la pro du trapèze.

Marion et Melissa les deux compères. Camille Coutout, toujours là pour les staffs, Eliette la grimpeuse.

Romain Mouchel, merci pour ton accueil à Lyon, tu as une grande capacité à transmettre ton enthousiasme et tes connaissances. Merci pour ta confiance pour mes premières greffes.

Hector, merci pour ta bonne humeur et ta fidélité, un vrai plaisir à chaque fois que l'on peut se voir.

Camille, ma coloc, ma co-interne et tellement plus, merci pour tout.

A tous mes co-internes, dodo en chef de liste, sans toi qu'est-ce qu'on s'ennuierait ! Guillaume, la force pas tranquille. Alexandre, hâte d'être enfin ton collègue. Vincent, le

corruptible. Et à tous ceux que je suis en train d'apprendre à connaître : Antoine, Gaëlle, Nathan, Geoffrey, Mathieu et Omar. A toute l'équipe du service.

A l'équipe de La Rochelle

A Mr Gobert, merci de m'avoir supporté pendant une année dans votre service et de bien vouloir remettre cela. Je n'aurai pu espérer meilleur leader. A vos côtés, j'ai mieux compris quel médecin je voulais être.

A Emilie, pour ta rigueur, ta justesse et ton sens clinique, je suis tellement enthousiaste à l'idée de pouvoir continuer à apprendre à tes côtés.

A Alexandre, et ces soirées et nuits endiablées. Le chirurgien esthétique à l'odorat le plus développé de France et d'Espagne.

A Romain sur lequel on peut toujours compter. Un jour tu m'emmèneras plonger de nuit à midi à Chaucre.

Et à toute la petite famille du service de La Rochelle : Kiki et Katia toujours à l'écoute si besoin. Brigitte, les menottes. Guilaine, le chocolat noir. Katia qui trouve toujours une solution. Céline, casque obligatoire en trottinette. Véronique, enfin quelqu'un qui bosse. Anne, le livre rouge. Et bien sûr Marie, ton sourire. Gentillesse, joie de vivre et bombonnes d'eau : les armes secrètes de ce service.

A l'équipe de Niort, Gil je préfère jouer au squash qu'au rugby avec vous. Lionel, Mathieu, Marine merci pour l'accueil quand je ne connaissais pas encore le bouton pour allumer la lampe à fente.

A l'équipe d'ORL, Pr Dufour merci pour votre bienveillance, ce passage au 9D a été formateur et votre équipe était soudée.

A tous mes amis rencontrés ici, particulièrement Cédric et notre intérêt commun pour les cascades, Paul l'étymologiste, Mylène priorité à l'astreinte. A tous les colocs de la tranchée et des grands cerfs. A tout ceux qui ont posé une fesse sur mon canap'.

Merci Auriane pour les révisions des tables d'Ishihara. A kikito et sa fameuse bouteille de coca.

Merci à mes amis de Sup : Théo quarterback de Warminster, Julie la globe-trotteuse Pierre, PM, Lola.

Merci à mes amis d'enfance : Flo, de la balle aux camps à la NBA. Thibault des îles, surfer pro. Marine, nos balades. Clem, l'épicurien. Colin, l'homme de fer du Donon.

Merci Pauline, skieuse hors pair même sur les pentes les plus raides. L'émotion me gagne et je souris quand je pense à toi.

Merci à Pierre, Marcouille et tous mes amis de la bonne ambiance, vous êtes les meilleurs.

Table des matières

Liste des enseignants	2
Remerciements	4
Table des matières	7
Introduction	8
1. Anatomie de l'œil et de la rétine	11
1.1. L'œil	11
1.2. La rétine	12
2. La tomographie par cohérence optique	14
2.1. L'interférométrie	15
2.2. Système OCT conventionnel en domaine temporel	17
2.3. Système OCT en domaine fréquentiel	20
2.4. Mode de fonctionnement et balayage	23
3. Méthodes de mesure	25
3.1. Transformation	25
3.2. Suivi de marqueurs	25
3.3. Corrélation d'images	26
4. Travail expérimental	30
4.1. Caractérisation métrologique de l'OCT	30
4.1.1. Conception d'un œil artificiel	30
4.1.2. Montage expérimental	32
4.1.3. Résultats	34
4.1.3.1. Carte de déplacement	34
4.1.3.2. Carte de déformation	40
4.2. Application de la technique de corrélation à la segmentation automatique des couches rétinienne	42
4.2.1. Synthèse sur l'état de l'art concernant la segmentation automatique	43
4.2.2. Principes de la méthode développée	46
4.2.3. Résultats	49
4.3. Application aux images de rétine In vivo : étude de la déformation de la rétine dans le temps	50
Conclusion	54
Bibliographie	56
Résumé et mots clés	60
Serment	61

Introduction

Depuis son invention par l'équipe de David Huang en 1991 (1), la tomographie par cohérence optique (appelée en anglais optical coherence tomography, OCT) a pris une place incontournable dans la démarche diagnostique en ophtalmologie. La technique s'est aussi imposée comme l'examen le plus important dans l'évaluation des traitements des pathologies rétiniennes (2). C'est avec une autre révolution, celle de l'essor des traitements anti-angiogéniques (antivascular endothelial growth factors, anti-VEGF) et le développement des premiers OCT en domaine spectral (spectral domain-optical coherence tomographies, SD-OCT) que la technique s'est démocratisée pour finalement s'inviter dans la plupart des cabinets d'ophtalmologie.

Contrairement à l'angiographie à la fluorescéine et au vert d'indocyanine qui ne permet qu'une déduction indirecte de l'anatomie rétinienne, l'innovation introduite par l'OCT a été de montrer la rétine dans son ensemble et de faire apparaître sa structure laminaire, telle que pourrait le faire une coupe histologique. Ainsi il est devenu possible de quantifier de façon fiable l'épaisseur rétinienne totale (3). Il est aussi possible d'étudier d'autres sous-parties anatomiques comme l'épaisseur de la couche des cellules ganglionnaires ou celle des fibres optiques ; ou encore, dans la rétine externe, d'apprécier l'intégrité des photorécepteurs. Ces possibilités ont des implications cliniques considérables dans le diagnostic et le suivi des maladies rétiniennes très fréquentes et invalidantes telles que la rétinopathie diabétique, le glaucome, ou encore la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA).

Malgré l'évolution au fil des années des systèmes d'acquisition OCT, la technique reste encore perfectible. On peut imaginer perfectionner le système d'acquisition en lui-même en rendant la machine plus rapide, avec une meilleure résolution (actuellement de quelques microns), ou encore moins sujette aux mouvements oculaires. Mais il peut être également intéressant de se pencher sur l'amélioration des étapes de post-traitement et d'analyse des images afin d'en tirer le maximum d'information clinique.

Dans beaucoup de maladies rétiniennes, la rétine se déforme. Le suivi et les indications thérapeutiques ou chirurgicales sont souvent basés sur l'étude de ces déformations.

À notre connaissance, aucune méthode commerciale d'analyse ne permet d'évaluer dans le temps la déformation rétinienne en trois dimensions. La seule démarche actuelle est de l'appréhender à partir de la quantification de l'épaisseur rétinienne et de ses variations.

Pourtant, avoir la possibilité de quantifier les déformations rétiniennes dans le temps en trois dimensions pourrait permettre de mieux suivre et de mieux comprendre l'anatomo-pathologie de certaines situations cliniques rencontrées dans la maculopathie

diabétique, la DMLA, ou encore d'autres pathologies rétiniennes comme les trous maculaires ou les membranes épitréiniennes maculaires. C'est par cette constatation qu'en décembre 2017 le Pr Nicolas Leveziel a approché l'axe de recherche PEM (Photomechanics and Experimental Mechanics) de l'Institut P'. Cette équipe de l'Université de POITIERS a une expertise dans le domaine de la quantification des déformations en surface et au cœur des matériaux et des structures par des techniques optiques sans contact. Une collaboration a alors été mise en place et cette thèse est le fruit de ces premiers travaux.

La figure 1 présente le cas d'une traction vitréo-maculaire, une pathologie déformant la rétine et donc entraînant une image déformée pour le patient. Dans le cas présent, cette traction a pu être levée par une chirurgie vitréo-rétinienne.

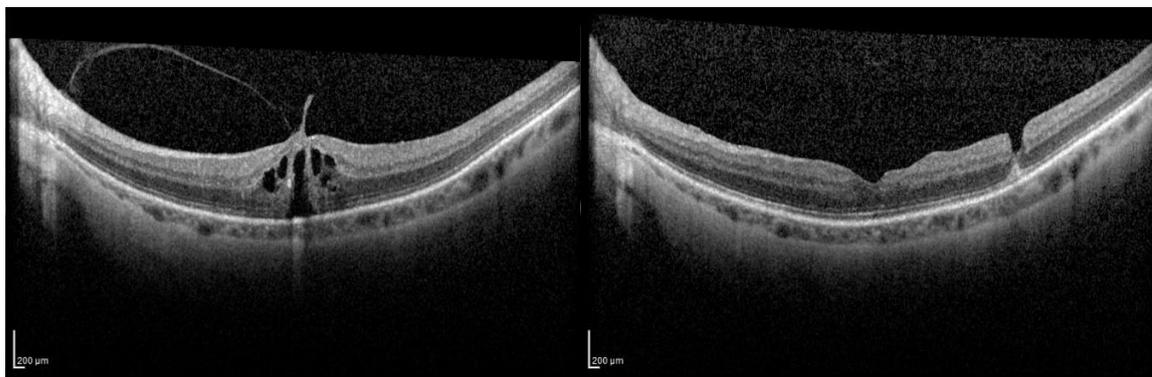


Figure 1 : Coupe OCT centrée sur la macula d'une rétine avant et après chirurgie de la traction vitréo-maculaire.

Pour quantifier ce type de déformation, nous avons cherché à adapter et développer des techniques de mesure et d'analyse existantes dans le domaine de l'ingénierie et de la recherche sur les matériaux et les structures. La technique retenue est la corrélation d'images qui consiste à suivre les mouvements locaux de la rétine à partir de ressemblances locales entre les images acquises dans le temps. Cette technique peut être appliquée sur des images 2D ou sur des images volumiques comme celles données par l'OCT.

Pour utiliser cette technique de façon rigoureuse, nous avons préalablement eu besoin de caractériser la précision de mesure (en déplacements et déformations) qu'il est possible d'atteindre à l'aide de la corrélation volumique associée à l'OCT utilisé dans le service d'ophtalmologie du CHU de Poitiers. Le système OCT utilisé est le SPECTRALIS OCT2® (Heidelberg Engineering).

La rétine présente une morphologie lamellaire particulière de forme plus ou moins complexe suivant la pathologie. Pour rendre les mesures plus fiables, en prenant en compte la morphologie, nous avons besoin de situer correctement la rétine dans l'espace. Il a donc été nécessaire de réaliser un travail sur la segmentation des couches rétiniennes.

Nous décrivons une méthode, développée par l'Institut P', de reconnaissance des couches et interfaces rétiniennes utilisant les outils de corrélation d'images. A notre connaissance aucune méthode publiée n'utilise ce principe d'analyse d'images dans ce domaine particulier (segmentation automatique des couches rétiniennes sur images OCT).

En plus de sa nécessité pour construire notre procédure permettant de suivre les déformations rétiniennes dans le temps, cette méthode de segmentation originale a montré des résultats intéressants lors de la segmentation des couches rétiniennes comportant des désorganisations tissulaires importantes. Cela a été un résultat à part entière.

Dans le domaine de l'analyse des images d'OCT rétinien, l'objectif de cette thèse a donc été la recherche et l'évaluation de méthodes novatrices utilisant les outils de corrélation d'images.

Le manuscrit est organisé comme suit : dans le chapitre 1, nous commençons par une présentation rapide de l'anatomie de l'œil avant de détailler dans le chapitre 2 les systèmes d'acquisition des images OCT. Le chapitre 3 est dédié à la présentation des méthodes de mesure utilisées et notamment, nous avons détaillé la méthode de corrélation d'images. Dans le chapitre 4, nous décrivons l'ensemble de notre travail expérimental :

- la caractérisation métrologique de l'OCT SPECTRALIS, avec la confection d'une rétine fantôme et l'évaluation de la précision de mesure de déplacement par corrélation d'images volumiques.

- la création d'un nouvel algorithme de reconnaissance des couches et interfaces de la rétine utilisant les outils de corrélation d'images.

- l'étude de faisabilité concernant l'utilisation de la corrélation d'images volumiques pour le suivi des déformations rétiniennes en OCT in vivo.

1. Anatomie de l'œil et de la rétine

1.1. L'œil

L'œil est un organe sensoriel complexe. Nous pouvons le schématiser en le séparant en 2 parties :

- un système optique adaptatif à l'avant
- un tissu récepteur (la rétine) permettant la transformation d'un signal électromagnétique (la lumière) en signal biologique (dépolarisation axonale) qui sera transmis vers les lobes occipitaux.

L'œil est composé de deux segments de sphère emboîtés, en avant la cornée et en arrière un complexe tissulaire formé de trois membranes concentriques : la sclère, la choroïde et la rétine (Figure 1.1). Son diamètre antéro-postérieur mesure environ 25 mm, ses diamètres transversal et vertical mesurent environ 23 mm (4).

D'avant en arrière l'œil est un organe transparent, la lumière traverse dans l'ordre :

- le film lacrymal
- la cornée : un tissu transparent avasculaire
- l'humeur aqueuse : liquide transparent en perpétuel renouvellement
- le cristallin : une lentille biconvexe, convergente, d'une puissance d'environ 20 dioptries. C'est l'organe de l'accommodation. Par sa consistance élastique, sa déformation via la mise en jeu des muscles ciliaires permet de faire varier sa puissance optique.
- le corps vitré : tissu gélatineux et transparent composé d'eau et de collagène.

Du point de vue optique, pour un œil normal, le système est convergent d'une puissance équivalente à une lentille unique d'environ 60 dioptries.

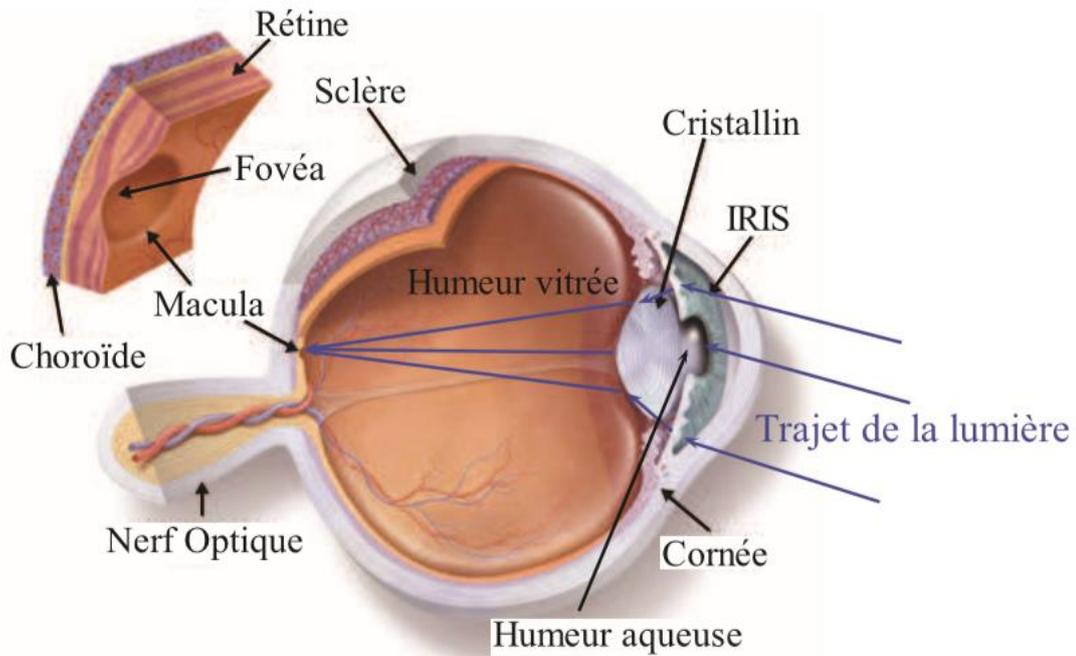


Figure 1.1 Anatomie de l'œil (5)

1.2. La rétine

C'est un tissu neurosensoriel semi-transparent, composé de plusieurs couches de cellules, situé à l'intérieur de la choroïde, qui reçoit les signaux lumineux, en commence le codage et les transmet au cerveau par l'intermédiaire du nerf optique.

Les structures anatomiques de la rétine qui peuvent être détectées par l'OCT sont représentées dans la figure 1.2. On retrouve une bonne correspondance entre l'anatomie et l'imagerie, on distinguera les couches rétiniennes suivantes : fibres optiques, cellules ganglionnaires, plexiforme interne, nucléaire interne, plexiforme externe, nucléaire externe, puis trois bandes hyper-réfléctives. Ces bandes hyper-réfléctives correspondent à la zone anatomique où se situent les photorécepteurs.

La macula est la partie centrale de la rétine, occupant 2 à 3% de la surface de la rétine. En son centre, la fovéa (300 μm) est densément composée de photorécepteurs et constitue le siège de l'acuité visuelle en permettant la vision précise et la lecture. L'épaisseur maculaire moyenne est d'environ 265 μm . L'épaisseur rétinienne au centre de la fovéa est variable et dépend de la forme de la dépression fovéolaire, elle est d'environ 210 μm contre 330 μm sur le bord de la macula (2).

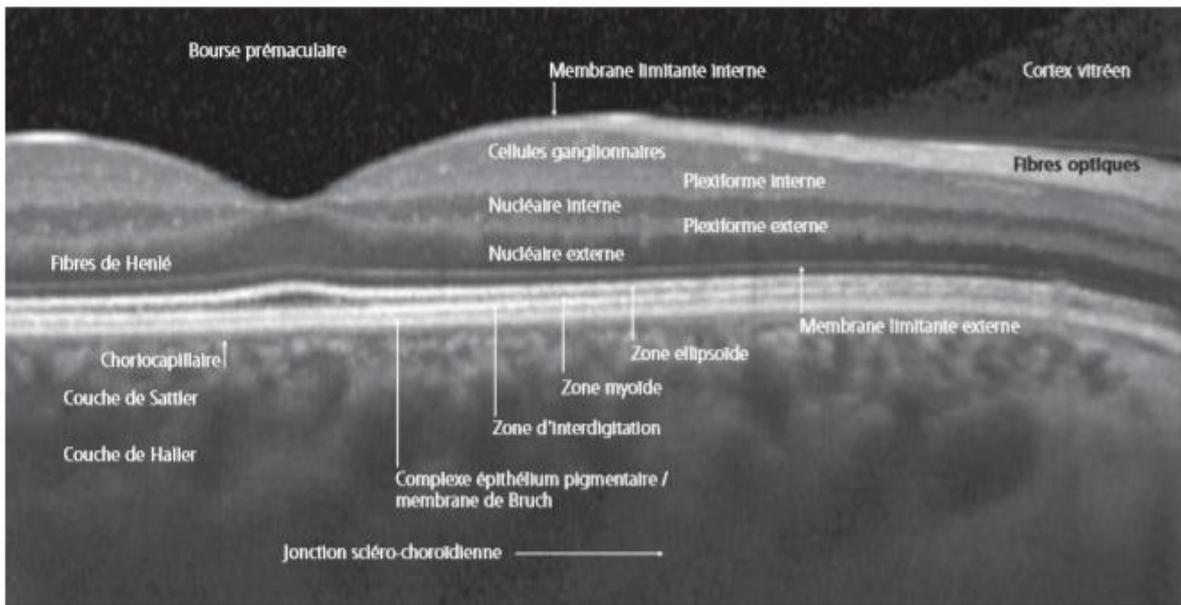


Figure 1.2 : Aspect normal de l'OCT maculaire (2)

2. La tomographie par cohérence optique

En 1991, une nouvelle technologie d'imagerie des tissus biologiques a été inventée par des chercheurs du Massachusetts Institute of Technology : la tomographie par cohérence optique OCT (Optical Coherence Tomography) (1).

Dès son invention, l'OCT a été utilisé et testé sur des tissus biologiques, notamment la rétine. La tomographie par cohérence optique est fondée sur l'utilisation d'ondes lumineuses cohérentes (laser) qui peuvent traverser un tissu biologique et se réfléchir en portant des informations sur les microstructures traversées. La seule condition est que ce tissu biologique soit semi-transparent.

Les systèmes d'OCT reposent sur le principe de l'interférométrie (6). L'OCT, qui est une technique d'imagerie non-invasive, possède de nombreux avantages par rapport aux autres techniques d'imagerie, ce qui explique son succès dans le domaine de l'ophtalmologie (7). En termes de résolution spatiale, l'OCT est meilleure que les techniques non optiques (échographie, rayon X, IRM). La microscopie confocale possède une résolution plus élevée mais cette technique est moins pénétrante que l'OCT (Figure 2.0).

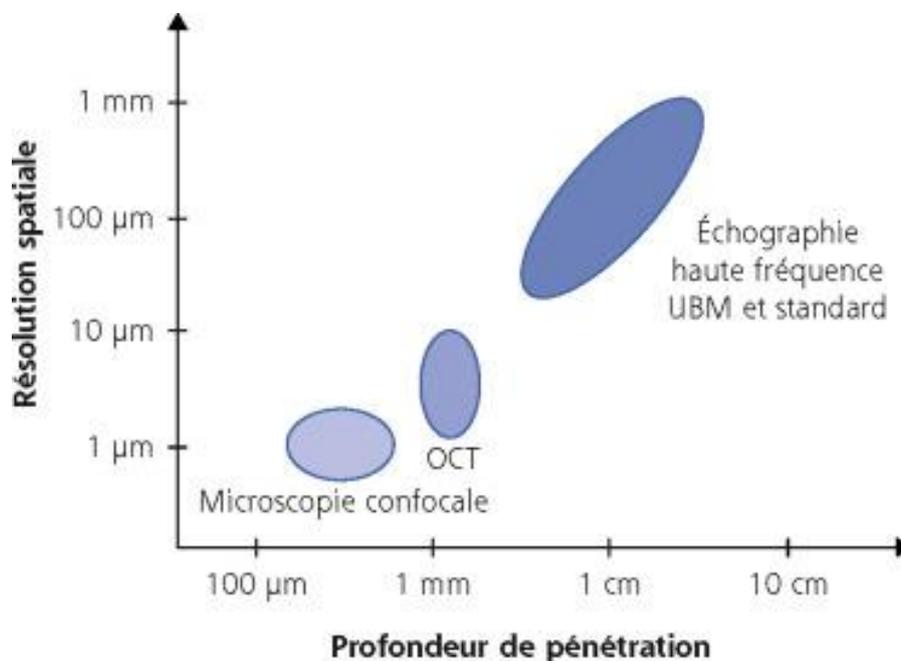


Figure 2.0 : Atouts et faiblesses des systèmes d'imagerie en ophtalmologie

2.1. L'interférométrie

L'interférométrie est une famille de techniques dont le principe de base est l'étude de la superposition d'ondes (lumineuses ou acoustiques) provoquant des phénomènes d'interférences. C'est un outil d'investigation important dans de très nombreux domaines comme l'astronomie, l'océanographie, la séismologie, la métrologie optique, la spectroscopie, ou même la mécanique quantique. Le domaine dans lequel s'inscrit ce travail est la métrologie optique.

Avant de présenter le fonctionnement d'un OCT, il est préférable de comprendre le principe de l'interféromètre optique de type Michelson (Figure 2.1)

Dans l'interféromètre de Michelson, un seul faisceau entrant de lumière cohérente est divisé en deux faisceaux identiques par un séparateur, par exemple un miroir partiellement réfléchissant (ou lame semi-réfléchissante). Chacun de ces faisceaux se déplace sur un trajet différent, appelé chemin optique, avant d'être recombinaé sur un détecteur (une caméra par exemple). La différence de chemin optique parcouru par les 2 faisceaux est théorisée par le terme physique « différence de marche » qui est égal à la différence des distances parcourues multipliée par l'indice optique du milieu. Cette différence de marche peut également être traduite par la mesure du déphasage des deux faisceaux lumineux après passage dans l'interféromètre.

Une façon très simplifiée de définir mathématiquement l'amplitude d'une onde électromagnétique monochromatique en fonction du temps est :

$$\psi(t) = A \cos(\omega t - \varphi) \quad (1)$$

Où

ψ est l'état ondulatoire de l'onde

A est l'amplitude de l'onde

ω est la pulsation de l'onde, fonction de la longueur d'onde λ

t est le temps

φ est le déphasage à l'origine

Dans l'interféromètre de Michelson, après séparation par le miroir semi-réfléchissant, l'onde source se dédouble en deux ondes :

$$\psi_1(t) = A_1 \cos(\omega t - \varphi_1) \quad (2)$$

$$\psi_2(t) = A_2 \cos(\omega t - \varphi_2) \quad (3)$$

Après réflexion de l'onde 1 sur le miroir de référence et de l'onde 2 sur l'objet étudié les deux ondes se réunissent pour former l'onde étudiée par le capteur (par exemple une caméra). Cette onde contient alors un terme d'interférence.

$$\psi_f(t) = A_1 \cos(\omega t - \varphi_1) + A_2 \cos(\omega t - \varphi_2) \quad (4)$$

On peut alors en déduire une première formule de l'intensité de l'onde ψ en un point M.

$$I(M) = \langle \psi_f(M, t)^2 \rangle = \frac{1}{2} (A_1)^2 + \frac{1}{2} (A_2)^2 + A_1 A_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1) \quad (5)$$

Une autre façon d'exprimer l'intensité I en notant $I_1 = \frac{1}{2} (A_1)^2$ et $I_2 = \frac{1}{2} (A_2)^2$ est :

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \langle \cos(\varphi_2 - \varphi_1) \rangle \quad (6)$$

Le terme $2\sqrt{I_1 I_2} \langle \cos(\varphi_2 - \varphi_1) \rangle$ représente le terme d'interférence.

Le terme $(\varphi_1 - \varphi_2)$ représente la différence de phase qui peut s'exprimer en fonction de la longueur d'onde et de la différence de chemin optique :

$$(\varphi_2 - \varphi_1) = \frac{2\pi(Z_A - Z)}{\lambda} \quad (7)$$

où $(Z_A - Z)$ est la différence de chemin optique

Si les chemins sont exactement équivalents en termes de longueurs et d'indice des milieux traversés, la différence de phase est nulle, et l'intensité lumineuse est maximale. Une variation dans les chemins optiques créera une modulation de l'intensité lumineuse. Les ondes lumineuses étant périodiques et sinusoïdales, la modulation d'intensité sera elle aussi périodique (figure 1.2.1). La mesure de l'intensité lumineuse peut donc permettre la déduction de la distance $(Z_A - Z)$.

L'interféromètre de Michelson

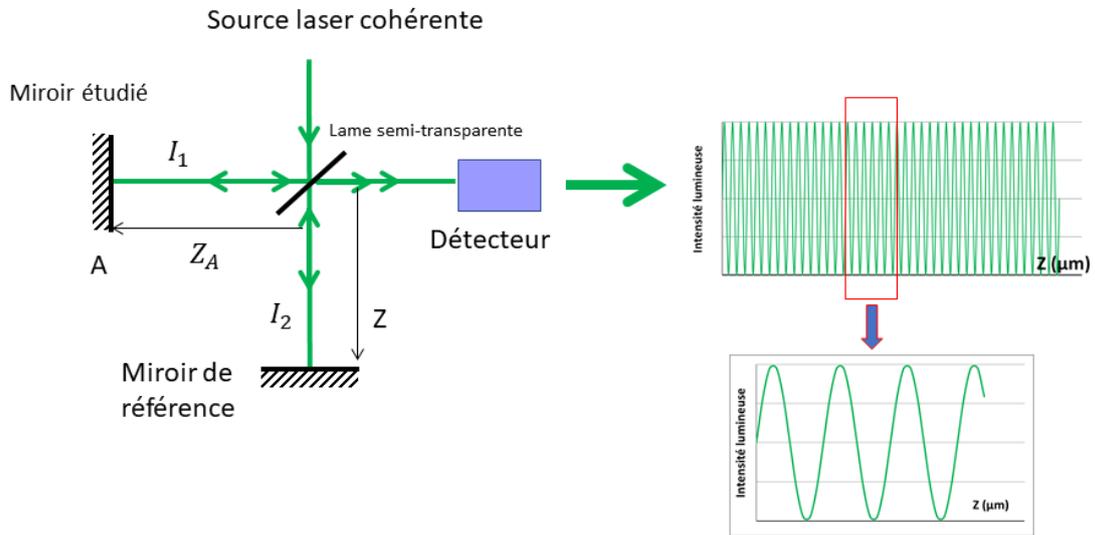


Figure 2.1 Schéma de principe de l'interféromètre optique de Michelson

L'interféromètre optique de type Michelson permet donc la mesure de la distance Z_a : un faisceau sera le faisceau de référence dont le trajet est parfaitement connu. L'autre faisceau est le faisceau étudié.

2.2. Système OCT conventionnel en domaine temporel

Dans l'interféromètre de Michelson il y a deux miroirs parfaits et un miroir semi réfléchissant. Dans un système OCT l'échantillon étudié prend la place d'un des deux miroirs parfaits, ce sont alors les propriétés de réflectivité de l'échantillon qui font office de miroir (Figure 2.2a).

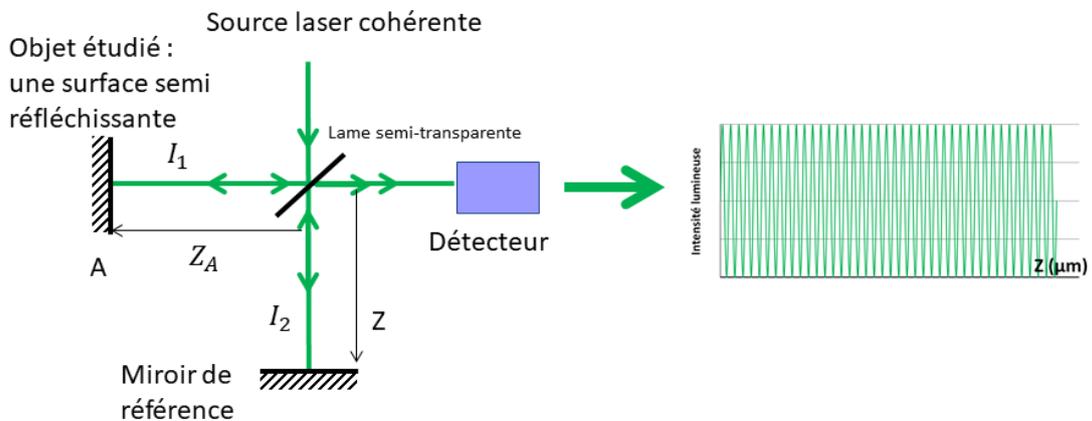


Figure 2.2a Schéma simplifié d'un interféromètre optique si la source laser est cohérente

Si la source lumineuse est de forte cohérence (schématiquement cela signifie qu'elle est bien ordonnée) d'une longueur d'onde λ_0 le détecteur mesurera une intensité périodique quelle que soit la distance $Z - Z_A$ (Figure 2.2b)

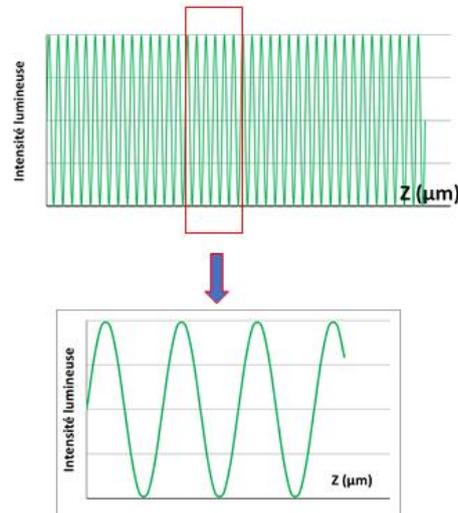


Figure 2.2b Profil de l'intensité lumineuse si la source laser est cohérente

Avec l'interféromètre ci-dessus, compte tenu du caractère périodique de l'intensité résultante, nous ne sommes toujours pas capables de déduire la distance Z_A connaissant la distance Z .

Mais en utilisant une source lumineuse à plus faible longueur de cohérence, c'est-à-dire ne pouvant interférer que pour une faible différence de chemin optique, l'ambiguïté sur le comptage du nombre de franges d'interférences peut être levée. En considérant une longueur d'onde correspondant à un spectre de longueur d'onde centrale λ_0 mais de largeur spectrale $\Delta\nu$ non négligeable, l'intensité à la sortie de l'interféromètre mesurée par le détecteur peut s'exprimer en fonction de la largeur spectrale :

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} e^{[-(k\Delta\nu t)^2]} \langle \cos(\phi_2 - \phi_1) \rangle \quad (8)$$

En utilisant une source lumineuse de faible cohérence, l'intensité lumineuse sera nulle sauf si $Z \approx Z_A$. Ainsi nous aurons une intensité fonction de Z (Figure 2.2c).

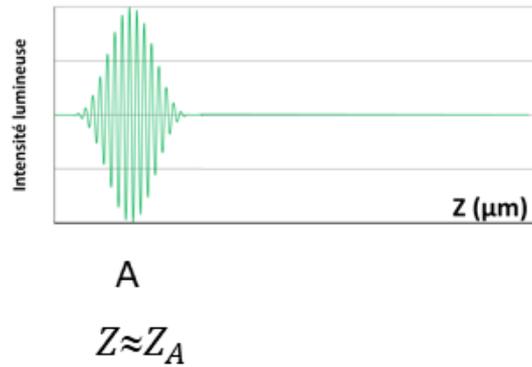


Figure 2.2c Profil de l'intensité lumineuse obtenue lorsque $Z \approx Z_A$ si la source laser à une faible longueur de cohérence.

Mais pour étudier un objet semi-transparent épais pouvant être modélisé par plusieurs couches comme une rétine, il faut ajouter une particularité à l'interféromètre ci-dessus : la distance Z doit être réglable, donc la position du miroir de référence doit être réglable. Le montage devient alors un système OCT en domaine temporel (Figure 2.2d).

Grâce à ce montage nous obtenons des pics ($I_a; I_b; I_c$) d'intensité lumineuse en sortie de l'interféromètre à chaque fois que le miroir réglable fait approcher Z d'une distance équivalente à celle qui sépare le miroir semi-réfléchissant de chaque couche de l'objet étudié ($Z_a; Z_b; Z_c$).

Les positions des maxima de l'enveloppe indiquent alors les positions axiales des différentes structures du milieu alors que leurs intensités correspondent à leurs coefficients de réflexion.

Système OCT en domaine temporel

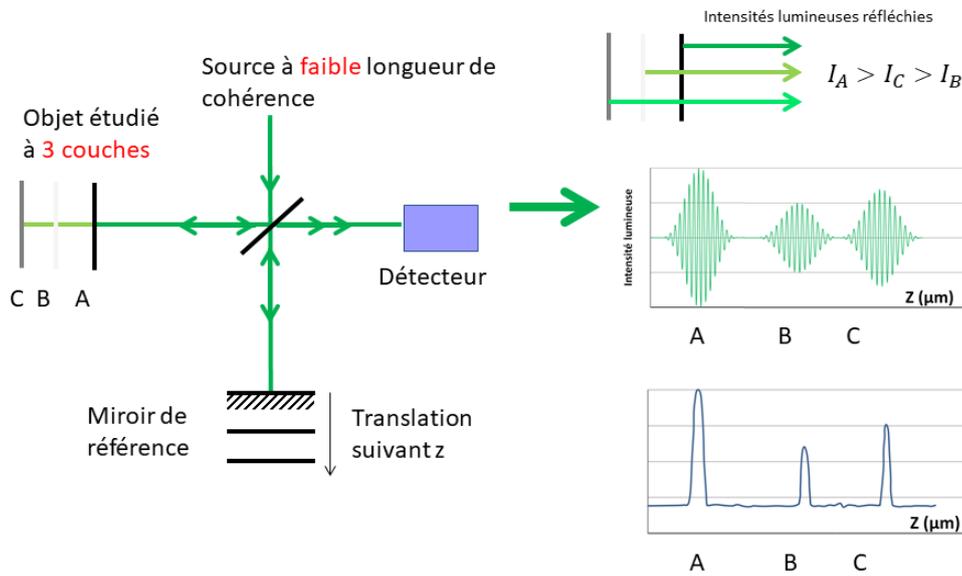


Figure 2.2d Schéma de principe d'un OCT en mode temporel pour 3 couches détectées

2.3. Système OCT en domaine fréquentiel

Contrairement à l'OCT en domaine temporel (TD-OCT), pour le cas de l'OCT en domaine fréquentiel FD-OCT, l'acquisition du signal interférométrique se fait dans le domaine spectral.

Comme on l'a vu dans le chapitre précédent, pour créer des franges d'interférence, on peut jouer sur la distance parcourue ($Z_A - Z$) par le faisceau, mais on peut aussi jouer sur la longueur d'onde (λ). Rappelons l'équation (7) :

$$(\varphi_2 - \varphi_1) = \frac{2\pi(Z_A - Z)}{\lambda} \quad (7)$$

Ainsi dans le domaine temporel, on essaie de créer les franges d'ondes en faisant déplacer le miroir de référence. Pour réaliser une acquisition dans le domaine spectral les franges sont créées en faisant varier la fréquence, donc la longueur d'onde, de la source. Ce concept est proposé pour la première fois par Fercher et al. en 1995 (8).

Le principe est d'utiliser une lumière non monochrome. Cette lumière, composée d'une infinité de fréquences, après son passage par un système équivalent à un interféromètre de Michelson, porte en elle l'information complète de l'objet pénétré et son diagramme de réflectivité.

Chaque fréquence de la lumière porte alors un déphasage propre. Une transformation de Fourier (numérique ou optique) permet d'isoler chaque fréquence et d'en déduire le diagramme de réflectivité complet. Le profil axial n'est donc plus enregistré en fonction du temps mais en fonction de la fréquence. Le balayage du miroir

de référence n'est plus nécessaire, ce qui diminue drastiquement le temps d'acquisition par rapport à la TD-OCT (entre 50 et 100 fois plus rapide) (9).

Deux solutions sont possibles pour enregistrer expérimentalement ce profil axial en fonction de la longueur d'onde :

- L'OCT dans le domaine spectral ou SD-OCT (pour Spectral Domain Optical Coherence Tomography) (Figure 2.3 a et b) : On utilise une source lumineuse de grande largeur spectrale. L'acquisition du spectre du signal d'interférences se fait à l'aide d'un spectromètre, constitué d'un réseau de diffraction et d'une caméra CCD. Cette technologie équipe l'OCT utilisé dans toutes les manipulations expérimentales de cette thèse : le SD-OCT « SPECTRALIS OCT2 » qui utilise un laser d'une longueur d'onde de 880nm.
- L'OCT fréquentielle avec une source à balayage spectral ou SS-OCT (pour Swept Source Optical Coherence Tomography) (Figure 2.3c) : Dans ce cas, c'est une source de faible largeur spectrale qui est utilisée mais cette source lumineuse est accordable en longueur d'onde. L'acquisition consiste en un balayage de la longueur d'onde d'illumination couplé à une détection du signal interférométrique par un monodétecteur (en pratique une photodiode enregistre au cours du temps le signal pendant le balayage de l'ensemble du spectre fréquentiel). On remplace donc l'acquisition simultanée de toutes les longueurs d'onde à l'aide d'un spectromètre par une acquisition des différentes longueurs d'onde au cours du temps. Comme le SD-OCT, cette technologie SS-OCT équipe des appareils dédiés à l'imagerie ophtalmologique. Les lasers accordables de ces machines ont un domaine de longueur d'onde entre 1040 nm et 1060 nm. Cette technologie de laser accordable ainsi que la longueur d'onde utilisée confèrent souvent à ces machines deux avantages par rapport au SD-OCT : une acquisition plus rapide et une meilleure qualité d'image dans les couches profondes, utile pour étudier la choroïde ou la sclère.

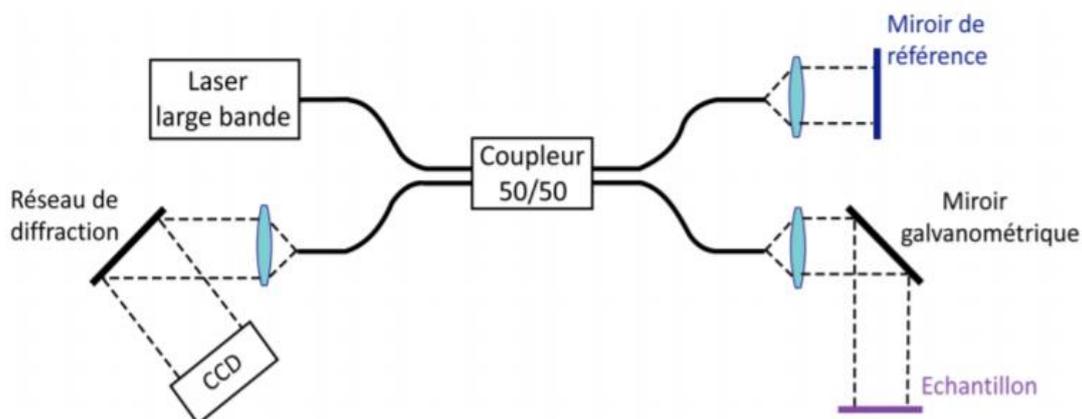


Figure 2.3a Schéma de principe d'un OCT dans le domaine spectral (SD-OCT) (10)

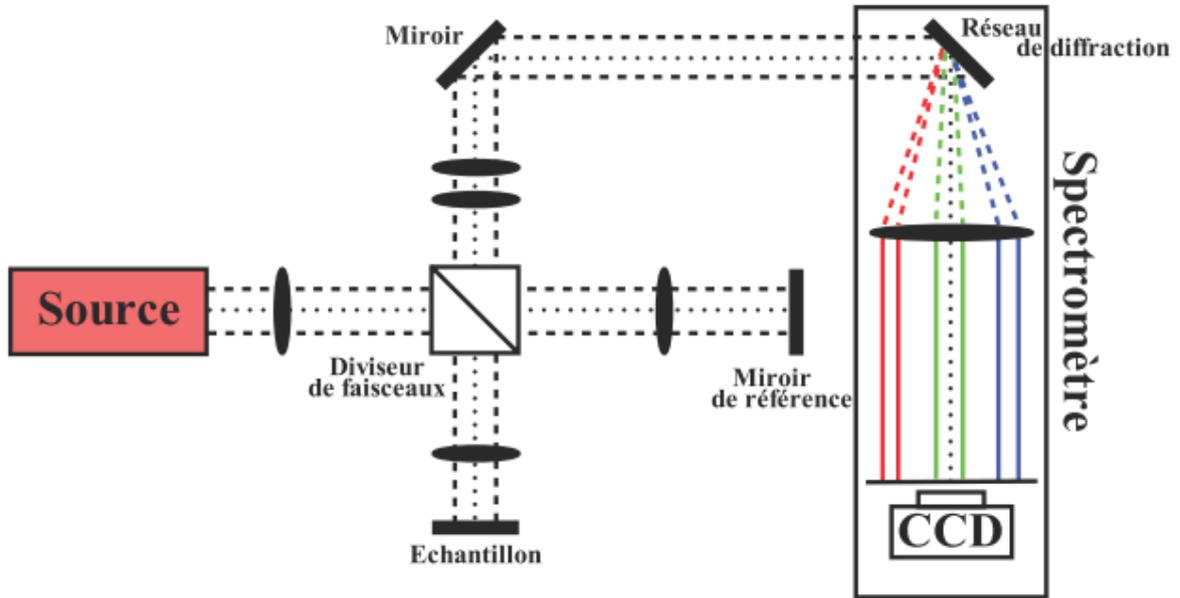


Figure 2.3b Schéma de principe d'un OCT dans le domaine spectral (SD-OCT) (5)

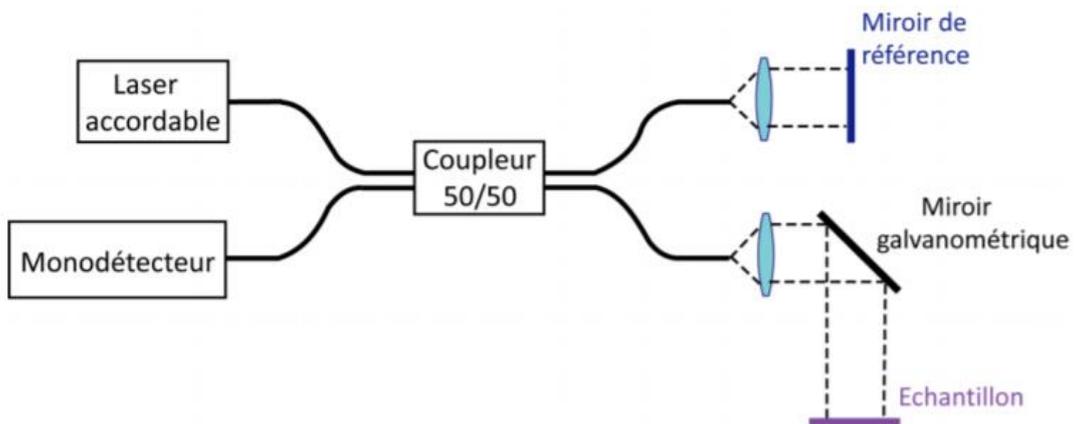


Figure 2.3c Schéma de principe d'un OCT Swept Source (10)

2.4. Mode de fonctionnement et balayage

Si le principe de l'OCT en domaine fréquentiel permet de s'affranchir de la mobilité d'un miroir pour explorer l'objet en profondeur, direction Z (A-scan, figure 2.4.a), il est toujours nécessaire pour l'obtention d'une coupe de balayer dans une direction perpendiculaire X (B-scan) puis dans une troisième direction Y (C-scan) pour obtenir un volume complet.

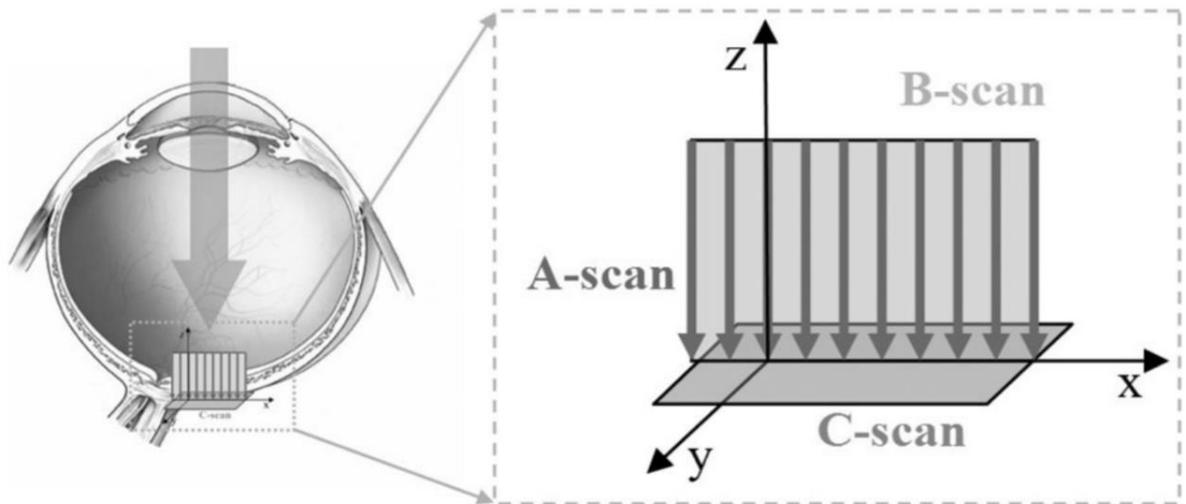


Figure 2.4a Modes de balayage OCT (11)

La Figure 2.4.b représente une copie de l'écran de contrôle de l'OCT utilisé. Pendant l'acquisition, on peut voir la position du B-scan sur l'image du fond d'œil infrarouge acquise par la technologie cSLO (confocal scanning laser ophthalmoscopy).

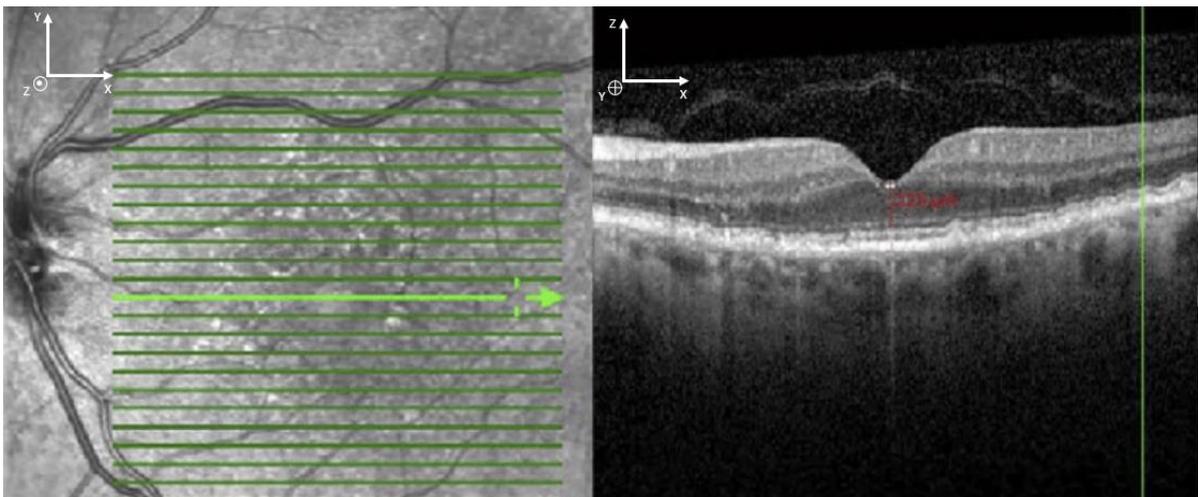


Figure 2.4b : B-scan maculaire passant par la fovéa, à gauche une image infra-rouge du fond d'œil obtenu par la technique cSLO, à droite le B-scan correspondant.

Lors d'un examen de la rétine d'un patient, il est nécessaire de recalibrer les coupes afin d'éliminer les mouvements oculaires sur les images enregistrées. Le suivi oculaire actif, eye tracking en anglais (TruTrack™) verrouille le scan sur une position choisie lors de l'acquisition. Ceci est accompli par un algorithme qui détecte à plusieurs reprises le mouvement dans l'image cSLO et repositionne le faisceau OCT en conséquence (12). Ainsi l'image OCT est précisément alignée même en cas de mouvement des yeux pendant l'acquisition.

Afin d'améliorer le rapport signal/bruit (RSN) et le contraste, un algorithme appelé ART-mean (automatic real time mean) combine plusieurs images qui ont été capturées au même endroit. Les images OCT sont moyennées en temps réel, le RSN de l'image augmente continuellement avec approximativement la racine carrée du nombre de B-Scans utilisés jusqu'à un maximum sélectionné par l'utilisateur.

De plus, la variabilité de chemin optique inhérente aux mouvements des yeux et du patient lors de l'acquisition des différents B-scan réduit le motif granulaire et permet une détection des structures tissulaires qui autrement seraient obscurcies par des ombres en lien avec des troubles des milieux même légers qui sont inévitables. Le résultat du traitement ART peut être apprécié en comparant les images OCT montrées dans la figure 2.4e.

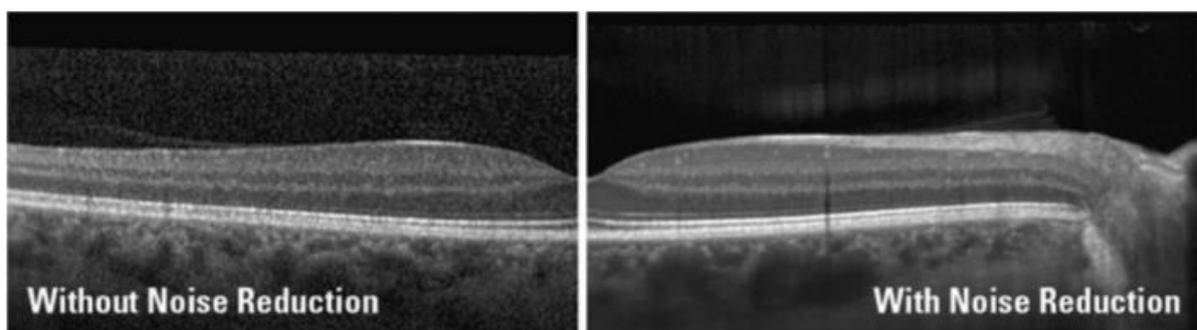


Figure 2.4e Images OCT d'une rétine identique avec ou sans la technologie ART-mean

De plus, le co-enregistrement des images OCT et cSLO permettent un suivi des examens exactement au même endroit et à tout moment ultérieur. La possibilité de scanner la même position au cours du suivi dans le temps est d'une grande valeur pour la détection, l'analyse de la progression et le contrôle de l'efficacité du traitement des maladies rétinienne : les scans de suivi (Follow-up) sont comparés aux images initiales, ce qui permet une comparaison visuelle plus facile.

Le système SPECTRALIS utilise l'image infra-rouge cSLO pour le tracking automatique des mouvements oculaires lors d'un seul examen. Mais cette image infrarouge du fond d'œil est également utilisée pour le tracking automatique d'un examen à l'autre (fonction Follow-up).

3. Méthodes de mesure

Ce chapitre présente les méthodes qui ont été utilisées pour mesurer les déplacements et déformations de la rétine dans nos travaux expérimentaux (le suivi de marqueurs et la corrélation volumique). Au préalable, on définit les types de transformations locales que peut subir un objet.

3.1. Transformation

Un matériau peut subir différentes transformations : translation, rotation, déformation. (Figure 3.1)

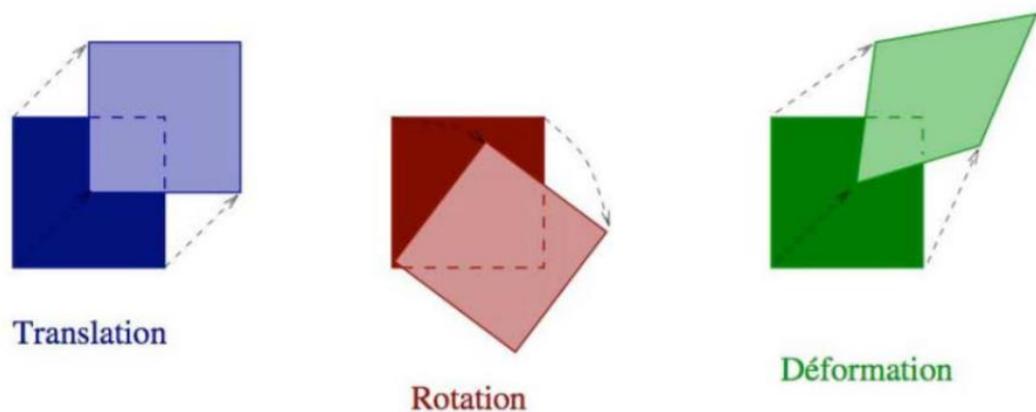


Figure 3.1 Schéma illustrant : translation, rotation et déformation

La rétine est de ce point de vue est un matériau semi-transparent qui peut donc subir ces différentes transformations au cours du temps.

3.2. Suivi de marqueurs

Cette technique consiste à repérer des marqueurs le plus couramment circulaires. Dans nos travaux expérimentaux, nous avons utilisé des gommettes blanches marquées d'une tache noire au centre. Une caméra enregistre une série d'images numériques au cours du temps. L'utilisation de deux caméras disposées perpendiculairement est nécessaire pour suivre les déplacements d'un objet rigide dans l'espace.

Les coordonnées $\underline{C} = \begin{pmatrix} C_x \\ C_y \end{pmatrix}$ des marqueurs dans l'image sont obtenues à partir du calcul du centre géométrique pondéré par l'intensité lumineuse sur une zone de calcul définie autour de chaque marqueur :

$$\underline{C} = \begin{pmatrix} Cx \\ Cy \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\sum_i x_i (I_i - I_s)}{\sum_i (I_i - I_s)} \\ \frac{\sum_i y_i (I_i - I_s)}{\sum_i (I_i - I_s)} \end{pmatrix} \quad (8)$$

Avec (x_i, y_i) les coordonnées de chaque pixel de la zone de calcul, I_i leurs intensités lumineuses. Un seuil d'intensité lumineuse I_s est choisi. Pour une tache noire sur une gommette blanche, la procédure consiste à prendre en compte tous les pixels sous ce seuil d'intensité lumineuse (Figure 3.2).

La procédure permet d'obtenir les positions des taches à chaque état mécanique de l'objet étudié. Par différence des positions entre deux états, on peut calculer le déplacement de chaque tache et déterminer soit la cinématique de l'objet, si celle-ci subit un mouvement de corps rigide, soit sa déformation (13). Le logiciel Deftac développé à l'Institut P' est utilisé pour cela.

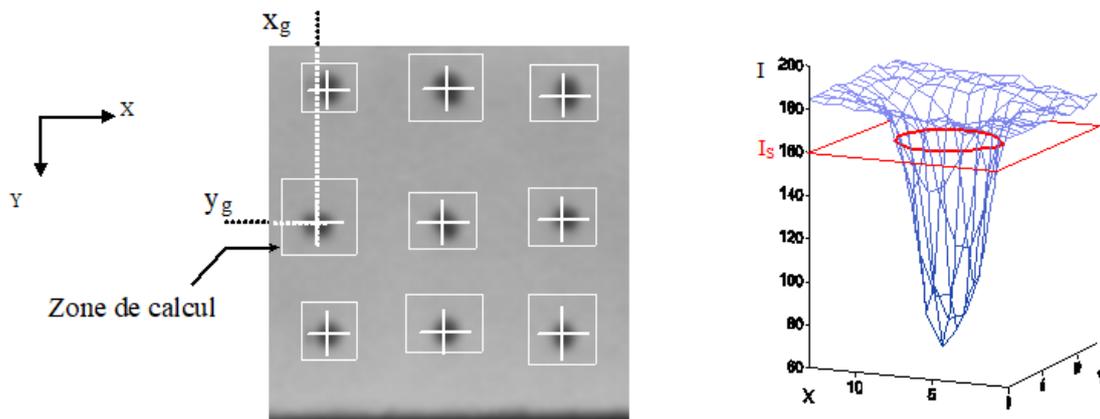


Figure 3.2 Méthode de mesure par suivi de marqueurs

3.3. Corrélation d'images

La technique de corrélation consiste à mettre en correspondance deux images numériques à deux états distincts de déformation. Une grille virtuelle est définie découpant l'image en sous-domaines notés D. La position de chaque sous-domaine est donnée par le vecteur $\vec{X} = (X, Y)$ dans le cas 2D. Le principe de la méthode consiste à trouver ces mêmes domaines de corrélation dans l'image déformée à partir de la ressemblance de leurs niveaux de gris entre les deux images. Les positions dans l'image déformée sont données par $\vec{x} = (x, y)$, ainsi, pour chaque domaine, nous pouvons définir $\vec{\Phi}$ la transformation matérielle entre les deux états selon :

$$\vec{x} = \vec{\Phi}(\vec{X}) \quad (9)$$

L'ensemble de ces valeurs pour tous les domaines forme le champ discret de déplacement de la matière à partir duquel on peut calculer les déformations par dérivation numérique. Pour que cette procédure fonctionne, il est nécessaire de disposer d'un motif sur chaque domaine présentant des variations spatiales de niveaux de gris. On peut utiliser la texture naturelle des surfaces (par exemple lors d'études sur des matériaux poreux tels que les mousses ou l'os) ou bien apporter un motif artificiel par marquage, gravure, ou bien encore dépôt de poudre si cette texture naturelle ne fournit pas de variations de niveaux de gris d'intensité suffisante.

On note $f(\vec{X})$ et $g(\vec{x})$ les 2 fonctions représentant les niveaux de gris pour tout domaine de corrélation D à l'état de référence et à l'état déformé. Si la corrélation est parfaite, on aura des niveaux de gris parfaitement correspondants, alors $f(\vec{X}) = g(\vec{x})$ ou encore $f(\vec{X}) = g(\phi(\vec{X}))$. En réalité, l'égalité n'est pas parfaite du fait de la présence de variations des signaux (bruit, variations de l'éclairage lors de l'acquisition ou bien encore conservation imparfaite des mouchetis). Le principe de corrélation repose donc sur la minimisation d'une ressemblance donnée par la différence : $f(\vec{X}) - g(\phi(\vec{X}))$

On pourra alors évaluer le coefficient :

$$C = \sum_{X \in D} (f(\vec{X}) - g(\phi(\vec{X})))^2 \quad (10)$$

La position finale du domaine de corrélation qui sera retenue est celle qui aura permis de calculer la plus petite valeur de C caractérisant ainsi la meilleure ressemblance entre deux états.

La corrélation volumique est une extension de la corrélation 2D dans le cas d'un volume et fonctionne de façon similaire (14). Initialement étudiée par Bay (15), elle fut ensuite développée sous différentes formes notamment dans le domaine de l'imagerie médicale (16). La corrélation volumique permet de suivre spatialement un champ de points au cœur d'un matériau pour en extraire les champs de déplacements, puis calculer les champs de déformations ou de vitesses pour différents états. Comme pour la corrélation 2D, elle associe à une coordonnée locale de la matière un petit volume appelé de la même manière « domaine de corrélation ». En utilisant un motif 3D adapté, qu'il soit naturel (réflectivité) ou artificiel (ajout de particules), il est possible d'analyser la ressemblance d'un domaine de corrélation entre deux états. Le voxel est l'équivalent en trois dimensions du pixel. En notant $\vec{X} = (X, Y, Z)$ la position des voxels composant un domaine de corrélation pour un état initial et $\vec{x} = (x, y, z)$ leur position pour un état

déformé nous avons $\vec{x} = \vec{\Phi}(\vec{X})$ avec $\vec{\Phi}$ la transformation matérielle entre les deux états (Figure 3.3).

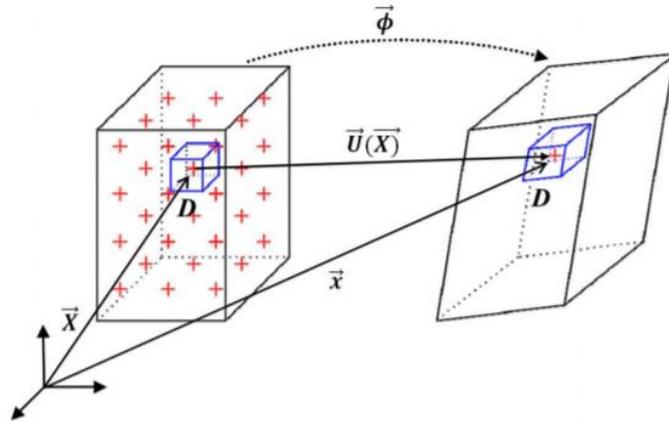


Figure 3.3. Principe de la corrélation volumique (17)

La fonction $\vec{\Phi}$ se compose d'une translation et d'une déformation. Le programme de corrélation nommée CorrelVol développée à l'Institut P' fonctionne en deux étapes. La première consiste à rechercher une position du domaine dans l'état déformé au voxel près, en faisant varier uniquement la translation de la fonction $\vec{\Phi}$. La deuxième étape consiste à approcher la solution à l'échelle subvoxel en faisant varier tous les paramètres de la transformation $\vec{\Phi}$ (translation + gradient) en utilisant une interpolation de type trilinéaire (18). La taille (D) du domaine de corrélation est un paramètre essentiel pour la méthode. En fonction des situations, il convient d'adapter la taille du domaine de corrélation en fonction du type de mouchetis volumique utilisé, ou encore du comportement attendu au sein du matériau.

Les méthodes de corrélation volumique ont déjà eu plusieurs applications en imagerie médicale. Des applications ont été publiées en médecine vasculaire, en orthopédie pour mieux comprendre la biomécanique des os, mais aussi pour des applications cliniques notamment en chirurgie du rachis (19–22). Des méthodes de corrélation volumique ont également déjà été utilisées pour l'analyse d'images volumiques obtenues par OCT (19, 23–26). Les exemples dans la littérature sont relativement rares. On peut citer une équipe de l'université Johns Hopkins à Baltimore qui a utilisé la corrélation volumique numérique pour caractériser les déformations du nerf optique en fonction de la pression intraoculaire. Ils ont réalisé cette caractérisation de façon post mortem sur des yeux de cadavres, mais également in vivo à partir d'images OCT. D'autres travaux utilisant la corrélation volumique sur des images OCT ont porté sur la biomécanique cornéenne.

On peut citer également un travail portant sur la faisabilité de la mesure d'élastométrie par le couple OCT/Corrélation volumique. L'étude a été réalisée avec un OCT swept-source scientifique non dédié à l'ophtalmologie sur un fantôme en silicone coulé avec en son sein des particules en cuivre de 1 μm . L'effet du bruit et des incertitudes de reconstruction sur les performances de l'algorithme de corrélation a d'abord été évalué par des tests de translation de corps rigide pour donner une indication de la contrainte minimale pouvant être mesurée de manière fiable. Puis dans un deuxième temps les fantômes ont été testés sous tension (27).

4. Travail expérimental

Afin de mener à bien notre projet de suivre dans le temps l'architecture tissulaire d'une rétine, nous avons eu besoin de 2 travaux préliminaires.

Tout d'abord il nous a paru nécessaire de réaliser un travail sur la caractérisation métrologique de l'OCT SPECTRALIS OCT2® (Heidelberg Engineering) (section 4.1). Cette caractérisation métrologique nous a paru un préalable avant d'imaginer la mise en application des méthodes de corrélation d'images aux images OCT. Nous avons besoin, avant d'imaginer mesurer des déplacements de quelques microns sur une rétine in vivo, d'être sûr que notre méthode de corrélation d'images adaptée aux images de l'OCT SPECTRALIS avait une précision suffisante.

Ensuite, pour rendre la mesure plus efficace, nous avons eu besoin de situer correctement la rétine dans l'espace. Un travail sur la segmentation rétinienne a alors été réalisé. Après avoir réalisé une synthèse de l'état de l'art en la matière (section 4.2.1), nous décrivons une approche originale de segmentation des couches réiniennes utilisant le principe de corrélation d'images. (sections 4.2.2 et 4.2.3)

Enfin, nous décrivons les applications des techniques de corrélation d'images afin de caractériser l'évolution de l'architecture rétinienne au cours du temps (section 4.3).

4.1. Caractérisation métrologique de l'OCT

Cette partie décrit le protocole expérimental et les résultats obtenus. La première étape consiste à concevoir un œil artificiel sur lequel on peut appliquer des déplacements connus, ce qui nous permettra de mener la caractérisation métrologique.

4.1.1. Conception d'un œil artificiel

Pour mimer les propriétés optiques d'une rétine, nous avons choisi d'utiliser des éprouvettes translucides en polyuréthane rigide dans lesquelles ont été incorporées des particules de polyamide de 20 μm . Pour avoir un matériau le plus homogène possible et sans bulle, on coule l'éprouvette dans une chambre à vide (Figure 4.1.1a).

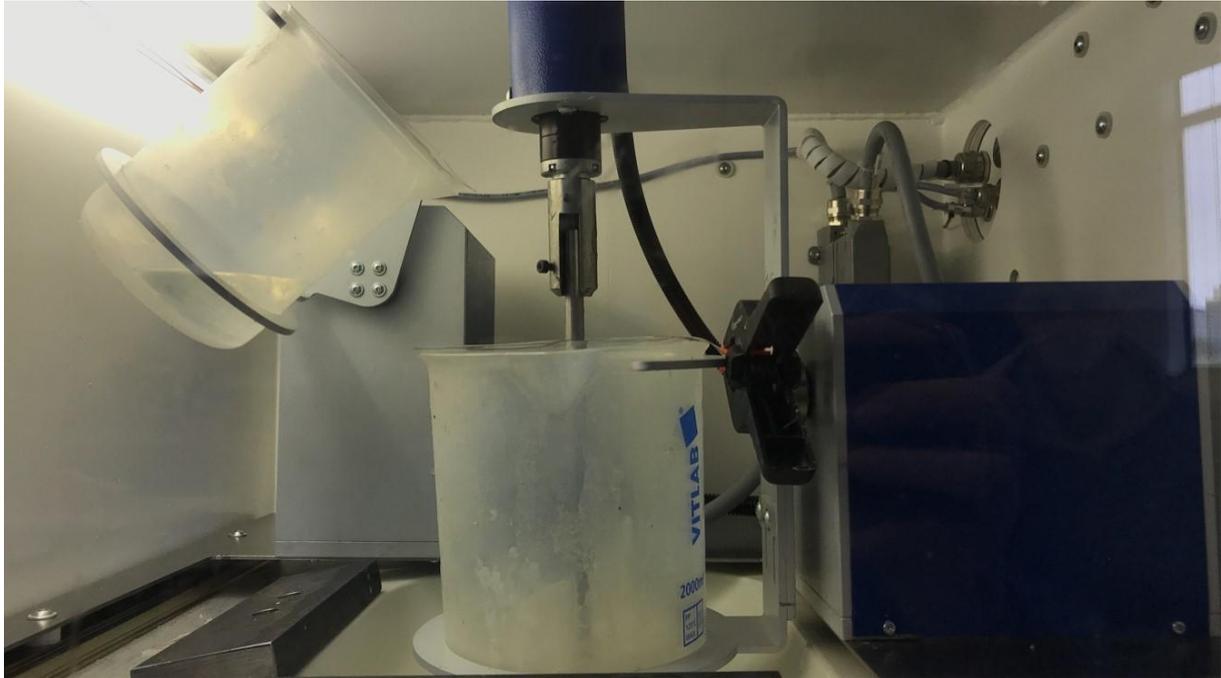


Figure 4.1.1a Conception de la rétine fantôme : polyuréthane rigide coulé sous vide avec particules de polyamide.

Un œil artificiel reste un système optique. Si la rétine est mimée par l'éprouvette en polyuréthane rigide, il faut également reproduire les caractéristiques optiques de l'œil. La plus importante caractéristique est sa puissance. Nous avons donc interposé une lentille convergente de 60 dioptries entre l'OCT et la rétine artificielle à une distance de 16 mm de celle-ci (Figure 4.1.1b).

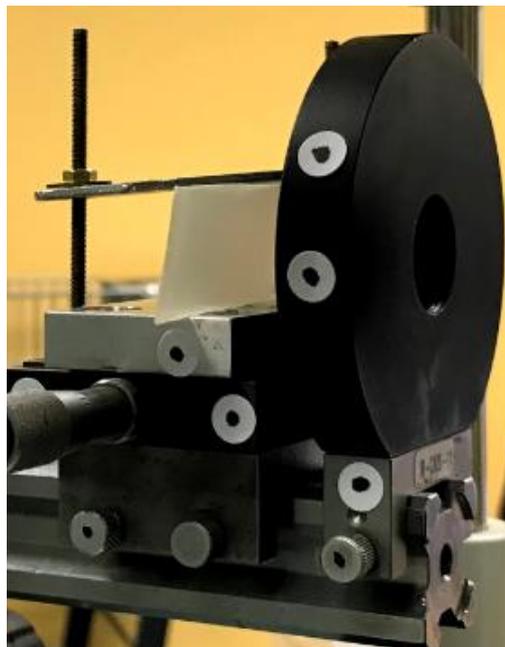


Figure 4.1.1b Lentille convergente de 60 dioptries placée devant la rétine artificielle en polyuréthane.

4.1.2. Montage expérimental

Le montage comporte l'OCT SPECTRALIS ainsi que l'œil artificiel posé et fixé sur un support mobile que l'on peut déplacer de façon précise dans les deux directions horizontales de l'espace (Figure 4.1.2a). Le montage comporte également deux caméras afin de vérifier les déplacements imposés ainsi que les déplacements parasites des différents éléments (mouvements du meuble support de l'OCT ou du pied photo, provoqués par les mouvements des personnes dans la pièce ou tout simplement la vibration du serveur de l'OCT).

Des gommettes (marqueurs) ont été collées sur l'OCT et sur la pièce mobile sur laquelle est fixée la rétine fantôme. Six gommettes ont été collées par objet suivi (3 gommettes non alignées par caméra). Les caméras sont disposées avec des champs de vue perpendiculaires.

La figure 4.1.2b montre le type d'image obtenue par les caméras lors de l'expérience et la figure 4.1.2c le type d'image obtenue par l'OCT.

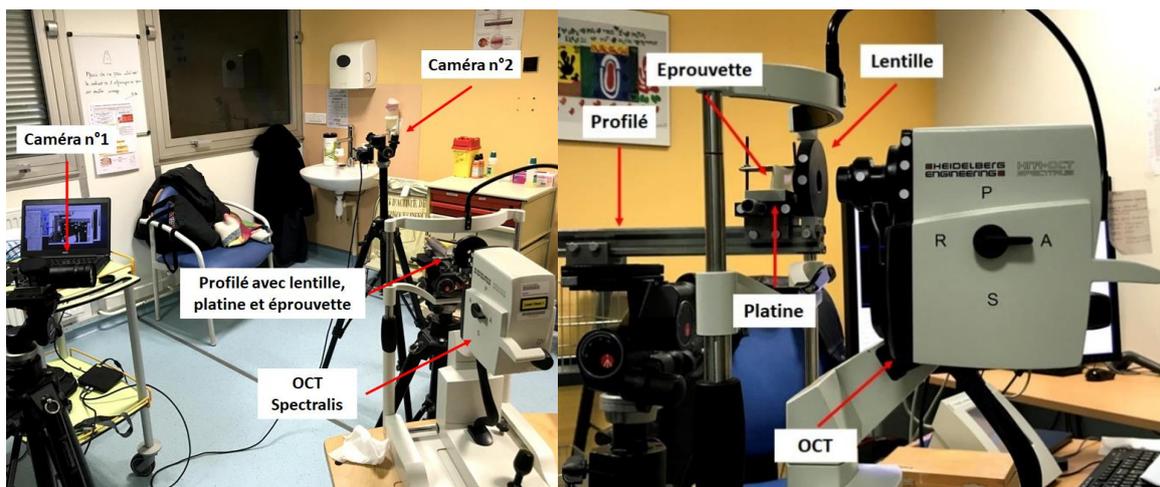


Figure 4.1.2a Montage avec le fantôme rétinien, l'OCT SPECTRALIS et les deux caméras.

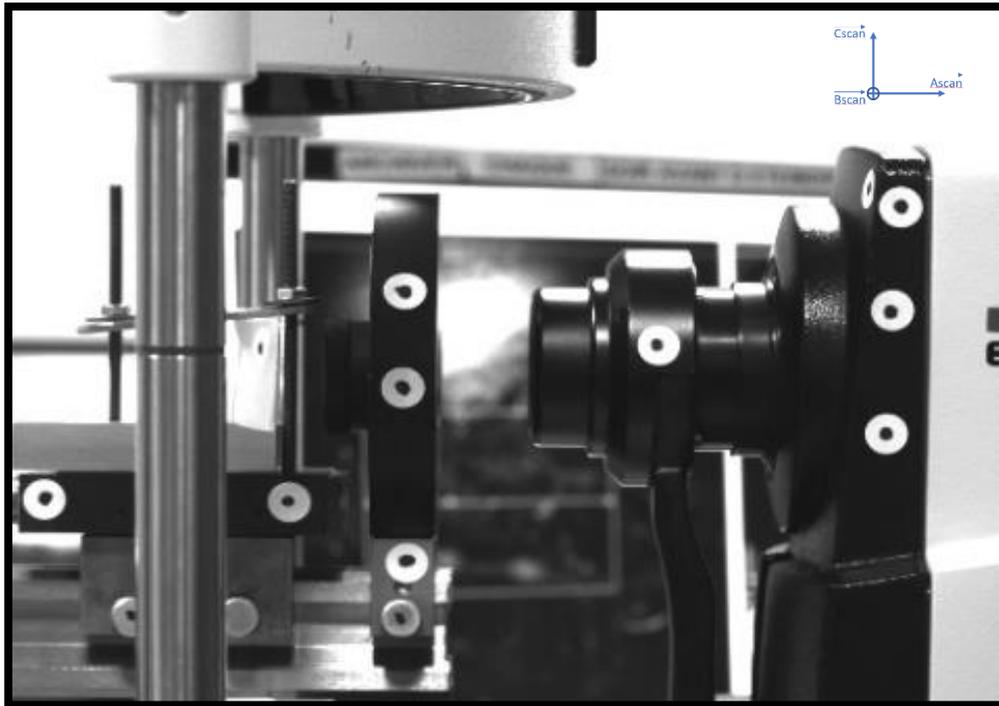


Figure 4.1.2b Image de la rétine fantôme et de la tête de l'OCT obtenue par l'une des deux caméras

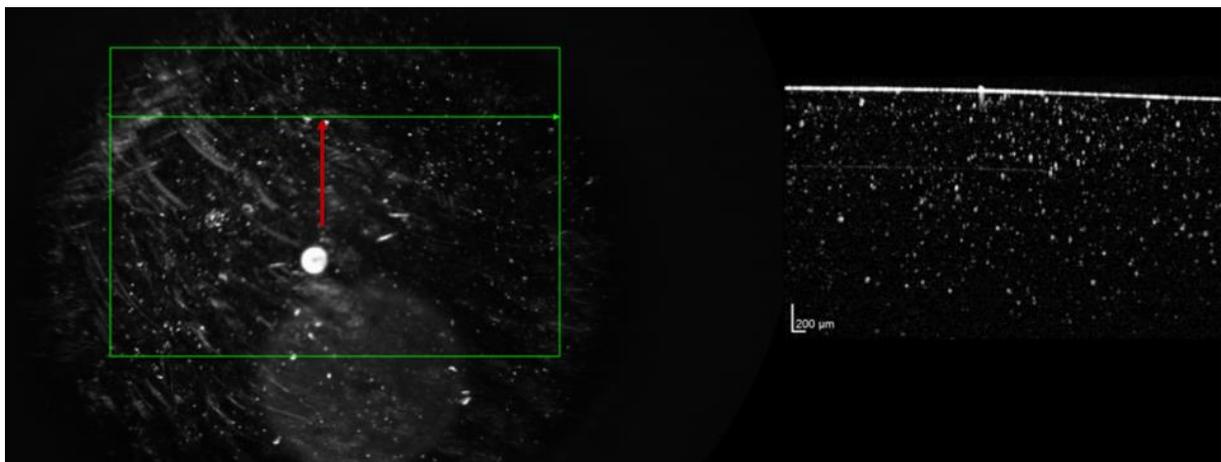


Figure 4.1.2c Image de la rétine fantôme obtenue par l'OCT

Les référentiels des images OCT et de la caméras 1 et 2 étant différents, lors de l'analyse des images, un travail de changement de référentiel a été nécessaire. Nous avons nommé \overrightarrow{Ascan} ; \overrightarrow{Bscan} ; \overrightarrow{Cscan} les vecteurs formant un référentiel commun. Celui-ci représenté à gauche sur la Figure 4.1.2d permet d'orienter les images de la rétine artificielle (image du milieu) ou d'une rétine in vivo (image de droite).

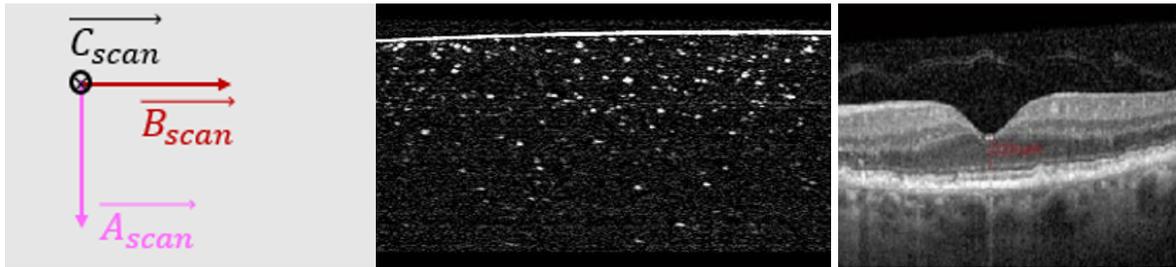


Figure 4.1.2d Description du référentiel commun (à gauche), image d'une coupe ($\overrightarrow{A_{scan}}$, $\overrightarrow{B_{scan}}$) du fantôme (au milieu) ou d'une rétine réelle (à droite)

Nous avons imposé à l'éprouvette des déplacements de 0, 40 et 100 μm selon les 3 axes. Pour réaliser le déplacement selon l'axe $\overrightarrow{B_{scan}}$, nous avons tourné de 90° la platine. Pour le déplacement selon l'axe $\overrightarrow{C_{scan}}$, nous avons modifié la direction de balayage de l'OCT. Pour chaque position, nous avons réalisé 3 acquisitions en volume.

4.1.3. Résultats

4.1.3.1. Carte de déplacement

L'analyse par corrélation volumique des images OCT a permis l'élaboration de cartes de déplacement. Par exemple sur la figure 4.1.3.1a, on trouvera :

- en abscisse, le numéro du plan de la mesure, chaque changement de couleur représente un nouveau volume d'acquisition.
- en ordonnée, le déplacement mesuré en voxel.
- en pointillés la ligne correspondant à 0, 40 et 100 μm

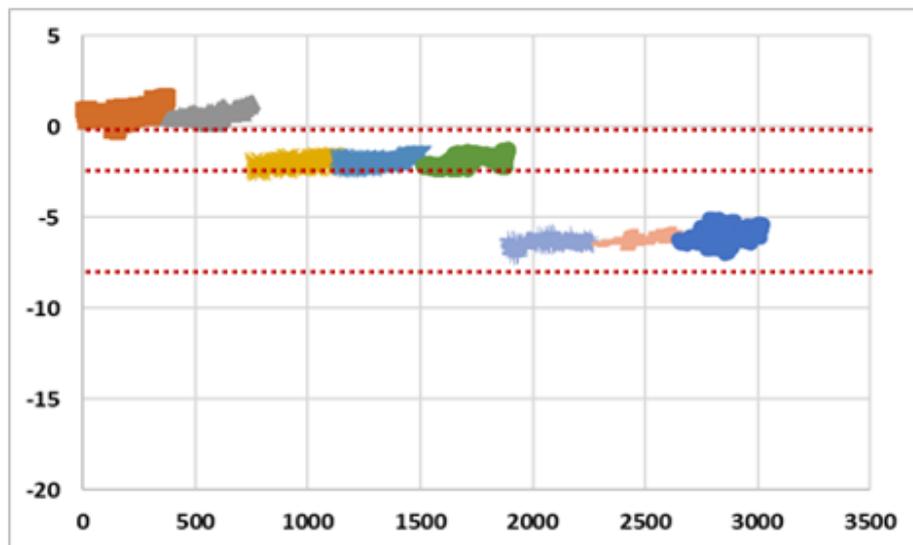


Figure 4.1.3.1a Lors d'un déplacement de l'œil artificiel selon l'axe $\overrightarrow{A_{scan}}$, déplacements vus par l'OCT selon l'axe $\overrightarrow{A_{scan}}$, 1 voxel = 13 μm

Les manœuvres de déplacement ont été faites successivement dans les 3 directions \overrightarrow{Ascan} ; \overrightarrow{Bscan} ; \overrightarrow{Cscan} . Et les mesures des déplacements par l'analyse par corrélation volumique des images OCT ont également été faites selon ces 3 directions.

Ainsi nous avons obtenu 9 graphiques de construction identique à celle de la figure 4.1.3.1a. Nous les avons tous disposés côte à côte dans la figure 4.1.3.1b.



Figure 4.1.3.1b Déplacements vus par l'OCT, 1 voxel = 13 μm

Cette figure montre les déplacements de la rétine artificielle dans les 3 dimensions de l'espace, ces 3 déplacements différents sont représentés sur les 3 colonnes :

- Déplacement Ascan
- Déplacement Bscan
- Déplacement Cscan

Les 3 lignes donnent la projection sur les axes de l'OCT (\overrightarrow{Ascan} , \overrightarrow{Bscan} , \overrightarrow{Cscan}) de la mesure de déplacement réalisée sur chaque image.

Ces 3 axes sont, à quelques degrés d'erreur près, les mêmes que les axes de déplacement susnommés.

Ainsi, avec cette mise en page des graphiques, on peut très rapidement remarquer que si l'expérience est parfaite, elle doit retrouver des mesures nulles sur tous les graphiques sauf ceux situés sur la diagonale. (Figure 4.1.3.1c)

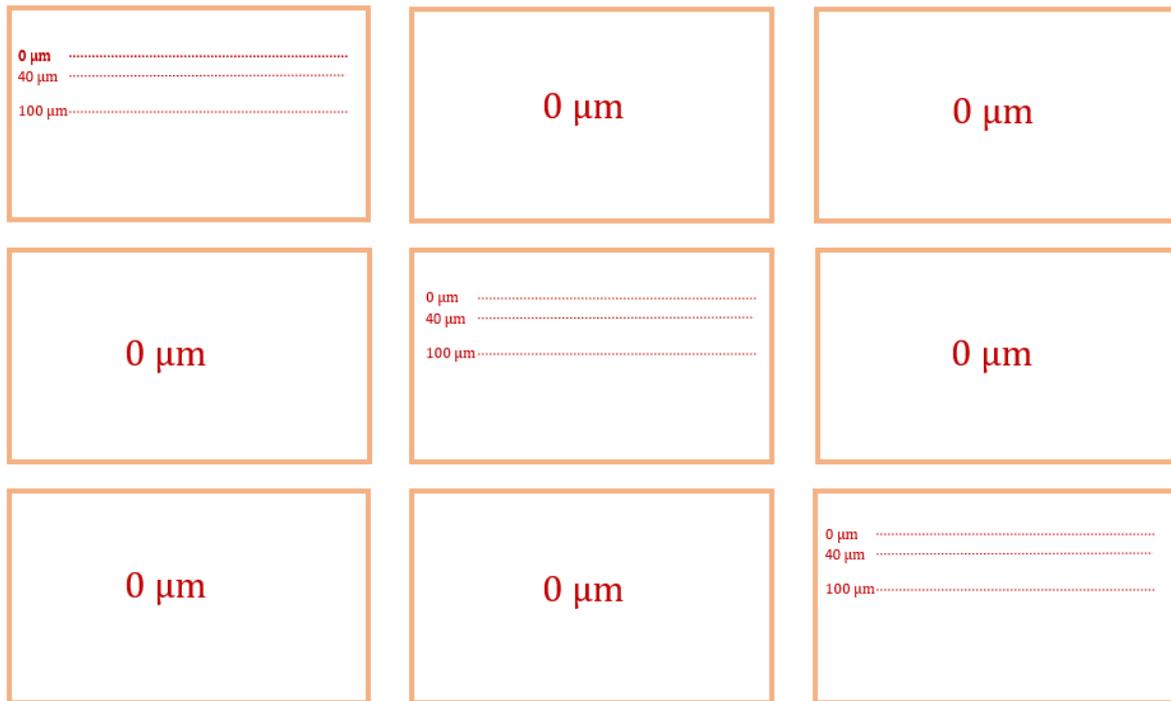


Figure 4.1.3.1c Résultats attendus avec cette représentation, les déplacements doivent être visibles seulement sur la diagonale.

Même si la tendance des graphiques sur la figure 4.1.3.1b est proche de celle attendue (Figure 4.1.3.1c), on peut remarquer quelques erreurs et incertitudes (aléatoires et systématiques). Par exemple dans les mesures correspondantes aux manœuvres de déplacement selon \overrightarrow{Bscan} et \overrightarrow{Cscan} . Pour savoir si ces erreurs et incertitudes sont dues à une erreur sur la manipulation de la platine ou sur des déplacements non contrôlés de la rétine artificielle nous pouvons analyser les mesures réalisées par les caméras (Figure 4.1.3.1d).

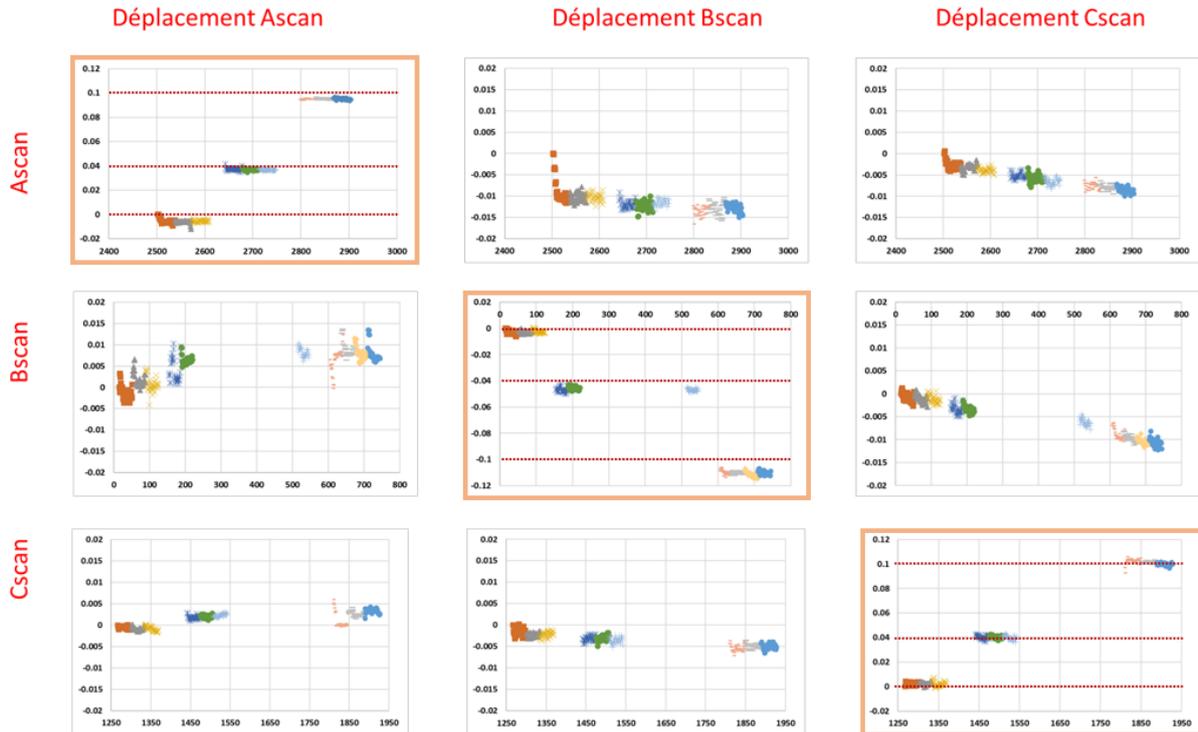


Figure 4.1.3.1d Déplacements vus par les cameras

Etudions un exemple particulier : celui de la manœuvre de déplacement selon l'axe \overrightarrow{Ascan} . On retrouve les mesures par corrélation volumique des images OCT concernant ce déplacement sur les 3 graphiques de la première colonne de la Figure 4.1.3.1b. On peut donc voir que la corrélation volumique sur les images OCT permet de suivre correctement un déplacement imposé manuellement par une vis micrométrique selon l'axe \overrightarrow{Ascan} . En effet sur le premier graphique en haut à gauche on peut voir que les déplacements selon l'axe de projection \overrightarrow{Ascan} correspondent à l'ordre de grandeur des déplacements imposés. Le 1^{er} volume de référence n'est pas représenté (puisque les mesures sont faites par rapport à celui-ci, tous les points seraient sur la ligne 0), les deux volumes suivants sans déplacement sont représentés (orange et gris), puis 3 mesures après un déplacement de 40 μm et enfin 3 nouvelles mesures après un déplacement de 100 μm (Figure 4.1.3.1a et b).

Lors du même déplacement, sur les axes de projection \overrightarrow{Bscan} et \overrightarrow{Cscan} aucun déplacement franc n'est mesuré, on met en évidence des mesures de bruit et de déplacements minimes (Figure 4.1.3.1e).

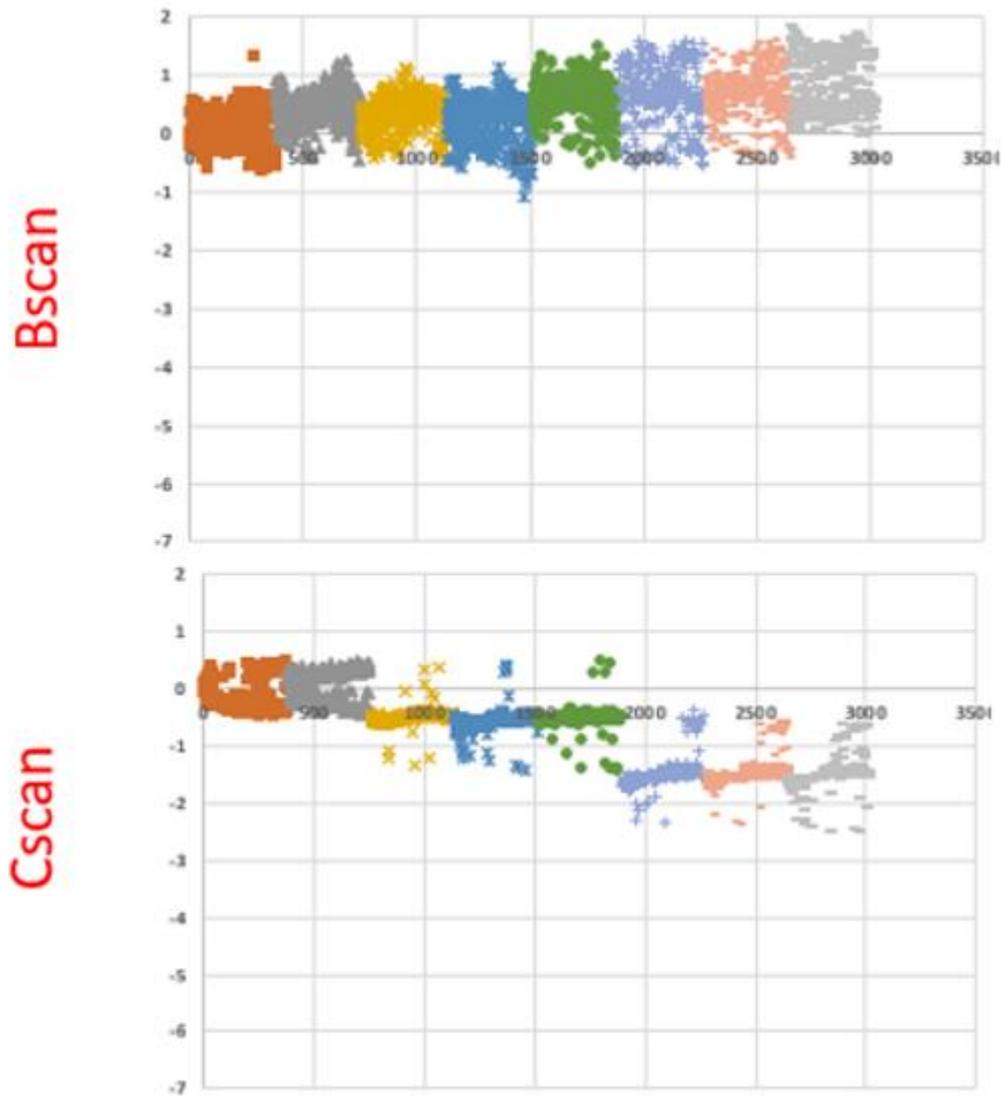


Figure 4.1.3.1e Déplacements vus par l'OCT lors d'un déplacement par vis micrométrique selon l'axe $\overrightarrow{A_{scan}}$, sur l'axe de projection $\overrightarrow{B_{scan}}$ et $\overrightarrow{C_{scan}}$

Une autre représentation (Figure 4.1.3.1f) permet de représenter la valeur moyenne et l'écart type sous la forme de boîte à moustaches. En rose, on peut trouver avec la croix (x), les déplacements mesurés par l'OCT via la corrélation volumique selon l'axe $\overrightarrow{A_{scan}}$, et avec le point le déplacement imposé (mesuré par les caméras). Nous avons bien un déplacement à 40 puis à 100 μm .

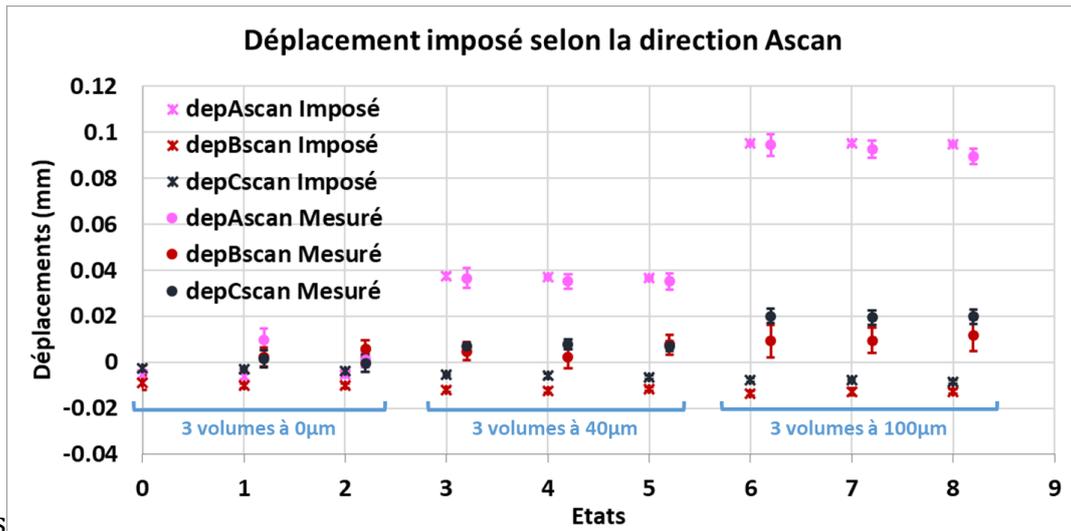


Figure 4.1.3.1f : Valeur moyenne et écart type des mesures par l'OCT (corrélacion volumique) et par les caméras selon l'axe \overrightarrow{Ascan} représentés sous la forme de boîte à moustache

Concernant les résultats de l'étude des déplacements selon les axes \overrightarrow{Bscan} et \overrightarrow{Cscan} , représentés dans la 2^{ème} et la 3^{ème} colonne de la Figure 4.1.3.1b, l'interprétation est similaire. Nous retiendrons simplement que les écarts-types sont plus importants pour la mesure par OCT/corrélacion volumique lorsque le déplacement se fait selon l'axe \overrightarrow{Bscan} par rapport à un déplacement selon l'axe \overrightarrow{Ascan} . L'expérience confirme que l'OCT (et donc les mesures par corrélacion volumique) est plus précis dans la profondeur.

L'écart-type lors des mesures selon \overrightarrow{Cscan} est plutôt plus faible qu'attendu, car ce n'est pas la direction dans laquelle l'OCT est le plus performant. Dans tous les cas, cette expérience demande à être vérifiée.

La finalité de ces mesures de déplacement calibrés peut être résumée dans un schéma résumant les incertitudes et mouvements de chaque pièce du système (Figure 4.1.3.1g).

Nous devons comparer ces données à la résolution annoncée de l'OCT SPECTRALIS OCT2 qui est en profondeur d'environ $4 \mu\text{m}/\text{pixel}$ (28). Concernant les mesures réalisées par corrélacion volumique sur les images OCT, il est à noter que les incertitudes de mesures déduites de ce travail ont été différentes avant et après l'arrêt de l'OCT. Une hypothèse évoquée est l'implication d'un éventuel recalibrage du faisceau laser après un arrêt de l'OCT. Cette observation a été faite lors d'une seule de nos expériences et demande à être vérifiée.

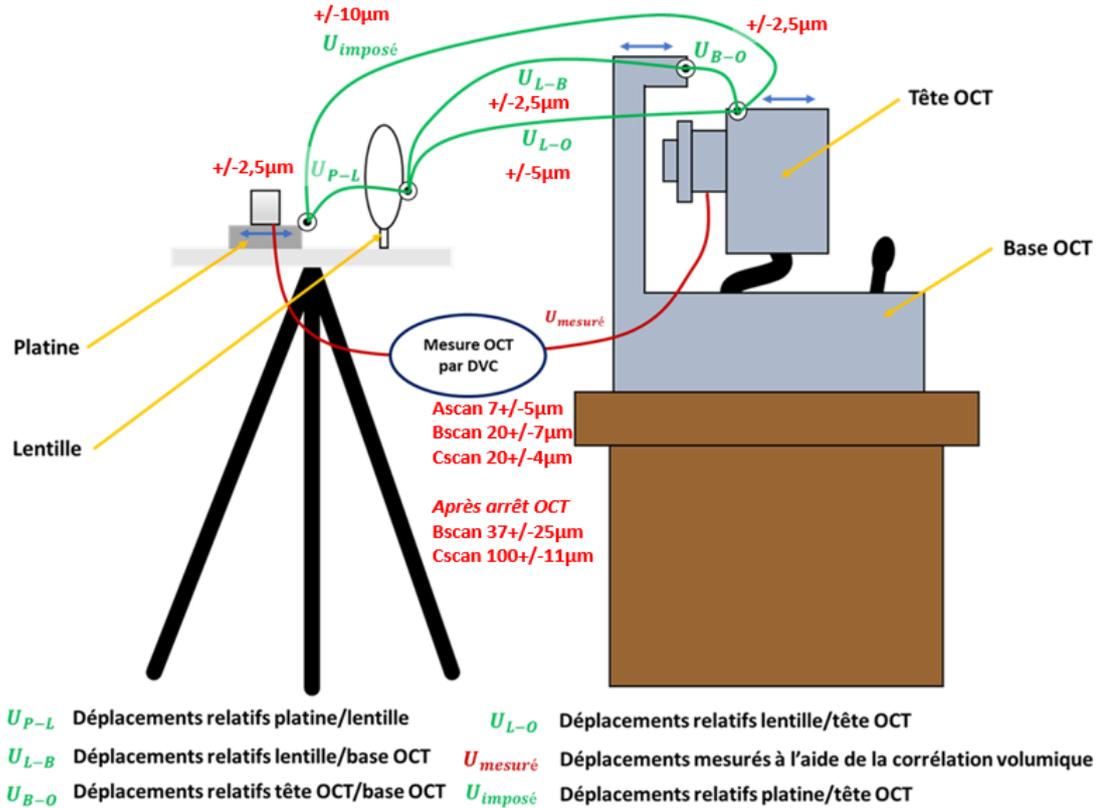


Figure 4.1.3.1g Déplacements mesurés par les caméras et par la corrélation volumique

Dans le montage, tous les objets bougent par micromouvements. Ces mouvements ont pu être mesurés par les caméras. Les incertitudes s'additionnent pour arriver à +/- 10 μm entre la platine et la tête de l'OCT, ce qui n'est plus négligeable. Cela est donc à prendre en compte quand on analyse les résultats OCT.

La Figure 4.1.3.1g montre, en rouge, les incertitudes pour les 3 axes (\overrightarrow{Ascan} , \overrightarrow{Bscan} , \overrightarrow{Cscan}) déduites de la mesure par corrélation volumique sur les images OCT avant et après arrêt de l'appareil. Elles sont représentées sous la forme incertitude absolue +/- incertitude relative. Pour les mesures selon \overrightarrow{Ascan} on a une incertitude relative de +/- 5 μm .

4.1.3.2. Carte de déformation

Rappelons tout d'abord que les mouvements que l'on a imposés à la rétine fantôme sont normalement du type d'un déplacement d'un solide rigide. Il n'y a donc pas de déformation de la matière. Les mesures de déformation par corrélation volumique devraient donc être nulles ou tout du moins réduites à du bruit. La même représentation que précédemment est possible pour l'étude des déformations, et dévoilent des

déformations effectivement proches de zéro quel que soit l'axe de projection étudié (Figure 4.1.3.2).

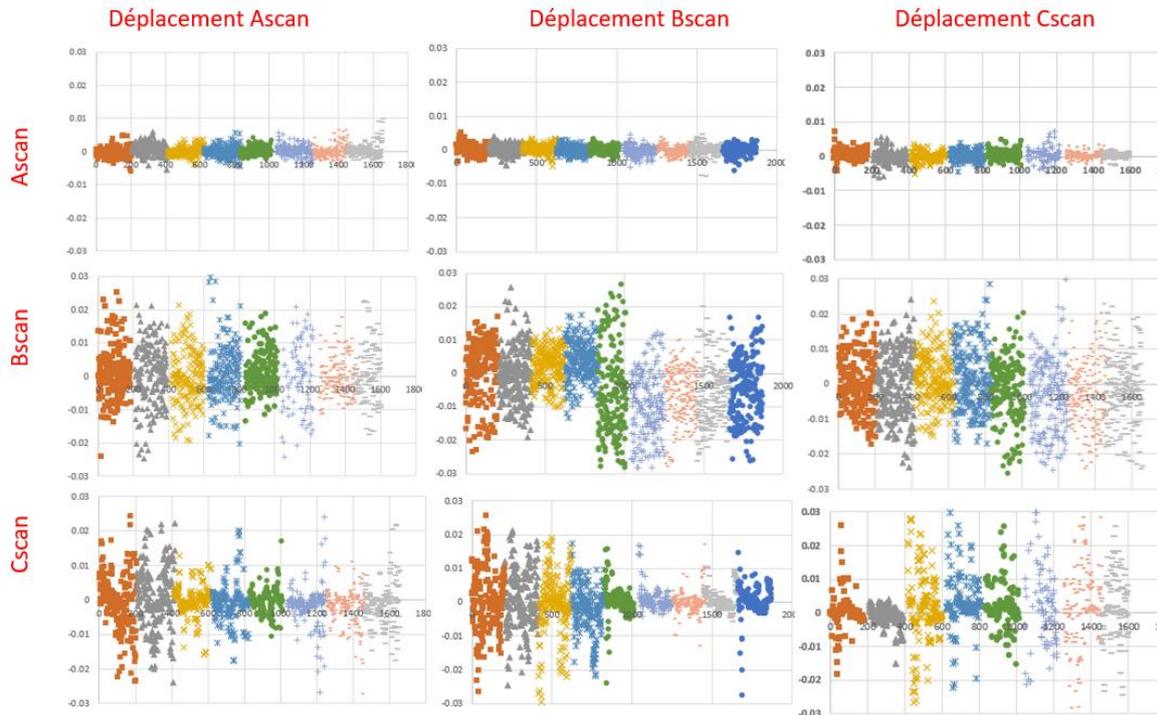


Figure 4.1.3.2 Déformations vues par l'OCT, 1 voxel = 13 μm

On remarquera que les mesures sont mieux centrées et moins dispersées lors de la mesure sur l'axe \overrightarrow{Ascan} quel que soit l'axe de déplacement. On peut en déduire une meilleure reproductibilité des mesures sur cet axe. Cela est donc en accord avec une meilleure précision de l'appareil OCT « en profondeur ».

On peut également déduire de cette expérience que la mesure de déformation est insensible aux déplacements, ce résultat est particulièrement important. En effet, lors du suivi d'une rétine malade le but est de mesurer des déformations alors que par définition le patient s'est déplacé d'un examen à l'autre. Il est alors rassurant que la mesure des déformations soit insensible aux déplacements.

Ce travail a permis une meilleure compréhension de l'utilisation de la corrélation volumique sur les images acquises par l'OCT SPECTRALIS et notamment l'estimation du plus faible déplacement mesurable par cette technique.

4.2. Application de la technique de corrélation à la segmentation automatique des couches rétinienne

Pour les noms des différentes couches rétinienne, nous utiliserons les mêmes abréviations que le software de l'OCT SPECTRALIS (Figure 4.2).

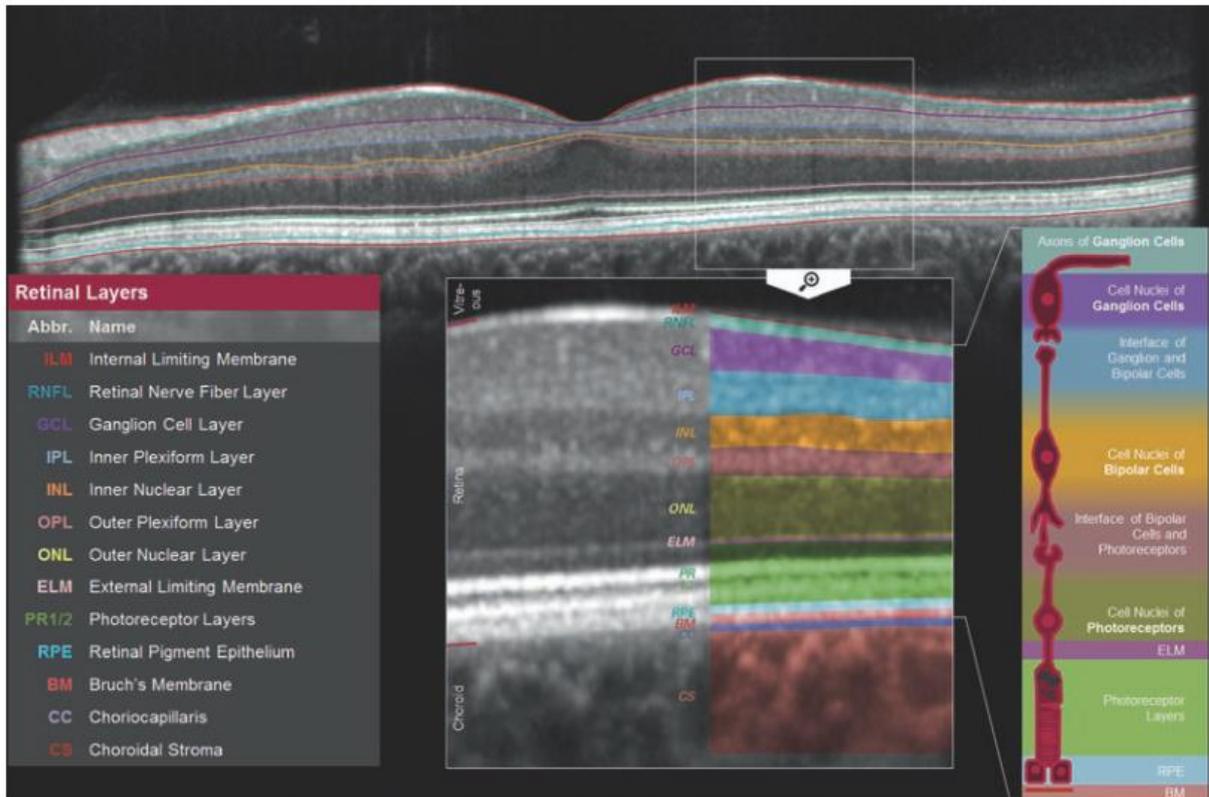


Figure 4.2 Abréviations utilisées par le software de l'OCT SPECTRALIS pour décrire les différentes couches rétinienne (29)

Ce travail sur la détection automatique des couches rétinienne a été réalisé pour répondre à 2 motivations :

- Nous avons besoin d'une détection des couches rétinienne pour le suivi des déformations rétinienne dans le temps. En effet, comme nous le verrons plus tard grâce à une détection de deux couches rétinienne (RPE et ILM) nous pourrions mieux placer la grille de corrélation volumique et ainsi faire des mesures ciblées dans la rétine.
- De plus, l'idée d'utiliser une méthode de corrélation pour réaliser une détection automatique des couches rétinienne n'a jamais été utilisée. Cette idée nous paraît originale par rapport aux autres techniques de détection résumées dans la section suivante.

4.2.1. Synthèse sur l'état de l'art concernant la segmentation automatique

De nombreuses méthodes ont été proposées pour la segmentation automatique des couches rétiniennes des images d'OCT d'yeux normaux (30–36). La plupart de ces méthodes ont en commun la détection des interfaces les plus simples à individualiser en premier. Par exemple, les interfaces antérieure et postérieure de la rétine, illustrées par la membrane limitante interne et l'épithélium pigmentaire, sont claires et très contrastées. Une fois ces interfaces détectées, il est plus facile d'en déduire la position des autres interfaces.

Dans les cas d'images de rétines pathologiques, par exemple la présence de drusens, les segmentations automatiques précédentes sont souvent mises en échec. En 2013 Lee et al. ont présenté le logiciel DOCTRAP pour pallier en partie à ces problèmes (37). D'autres méthodes ont été proposées, pour effectuer de façon simultanée la segmentation des couches et des parties anormales de la rétine. Shi F et al. ont présenté une méthode de ce type, efficace pour les images d'OCT avec des décollements de l'épithélium pigmentaire séreux (38). Entre autres, une technique utilisée est appelée « méthode de faible couplage ». Elle peut être utilisée par exemple afin d'améliorer la segmentation automatique chez des patients atteints de chorio-rétinite séreuse centrale (CRSC) (39).

Il existe également des méthodes basées sur des algorithmes semi-intelligents capables d'apprendre par apprentissage supervisé à partir d'une base de données d'images étiquetées manuellement. De cette façon, Vermeer et al. ont utilisé des méthodes de machine learning entraînées sur des bases d'exemples étiquetés manuellement pour détecter cinq interfaces rétiniennes sur des yeux normaux et glaucomateux (40).

Lang et al. ont utilisé le principe de l'algorithme de forêts d'arbres décisionnels. Ce principe a permis de segmenter huit couches rétiniennes (41). Les caractéristiques ont été principalement conçues pour les yeux normaux et pour la classification des limites avec un contraste élevé entre les couches voisines.

Au-delà de l'intérêt de la détection des interfaces et des couches rétiniennes, il peut également être utile pour le diagnostic et le suivi des maladies rétiniennes de détecter et de quantifier directement les caractéristiques pathologiques d'une image. Dans cet esprit, Xu et al. (42) ont développé une approche basée sur une stratégie d'échantillonnage stratifiée pour segmenter le liquide intra et sous-rétinien. (Figure 4.2.1a)

Certaines équipes ont utilisé une approche basée sur des tenseurs de structure, un objet mathématique relativement récent, utilisé en traitement d'images pour décrire les variations locales des structures présentes dans les images. Il donne une information importante sur la géométrie des objets (leur contraste et leur orientation notamment),

information nécessaire dans beaucoup de processus « bas-niveau » de traitement d'images comme la segmentation justement. Cette approche a été testée sur un travail consistant à discriminer l'œdème maculaire et la CRSC (43,44).

Fang et al. (45) ont combiné des réseaux neuronaux (réseaux de convolution) sur des images d'OCT de DMLA non exsudative, sans néovascularisation et fluide. Avec cette méthode ils présentent des résultats équivalents à ceux de DOCTRAP (Figure 4.2.1b)

Ce n'est qu'à partir de 2018 que certaines équipes ont commencé à réussir la segmentation de rétines malgré la désorganisation tissulaire d'une néovascularisation choroïdienne. Notamment D. Xiang et al (46) ont mis au point une méthode par réseaux de neurones, pour une segmentation simultanée des couches rétinienne malgré la complexité engendrée par une image de néovascularisation choroïdienne (Figure 4.2.1c).

Au-delà de la segmentation en tant que telle, d'autres perspectives découlent de ces travaux, notamment la possibilité de réaliser un « recalage d'image » permettant de comparer encore mieux deux images. Dans cette esprit, récemment, Pan et al (47) (même équipe que D. Xiang) ont proposé une méthode de recalage inspirée par la méthode « HAMMER » ayant déjà fait ses preuves dans le domaine du recalage d'images IRM (48). Cette méthode qu'ils ont nommée OCTexpert a donné des résultats prometteurs même en cas de pathologies rétinienne avec d'importantes désorganisations tissulaires.

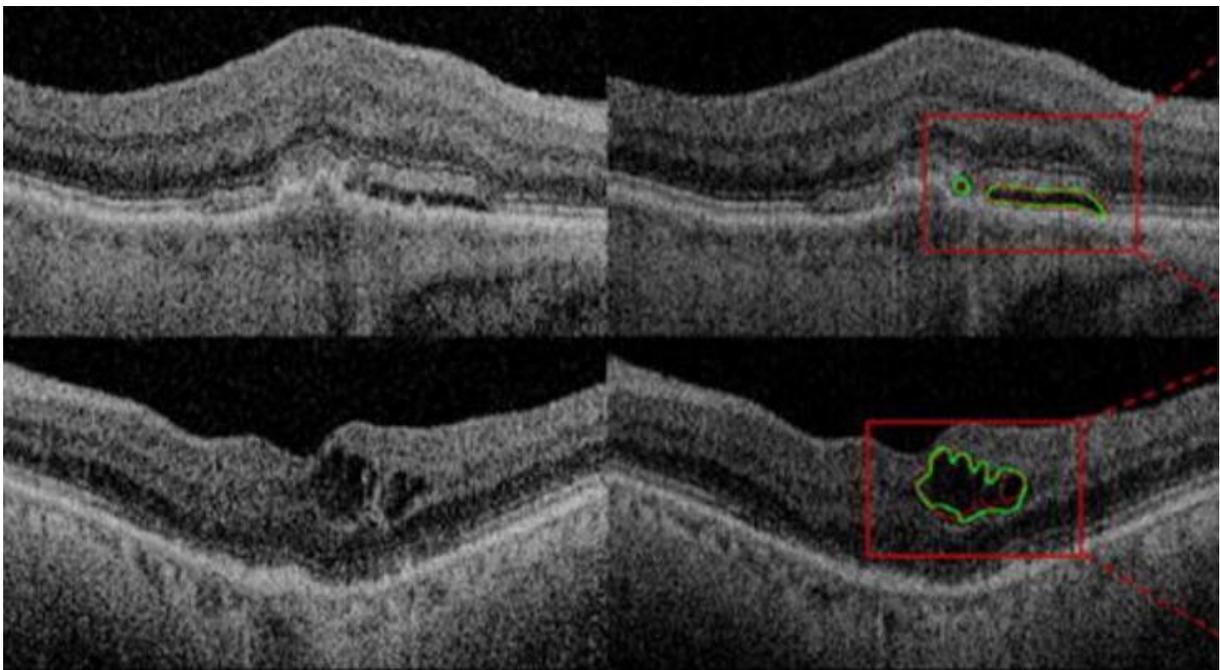


Figure 4.2.1a Segmentation automatique et quantification du liquide intra et sous rétinien. Xu et al. (42)

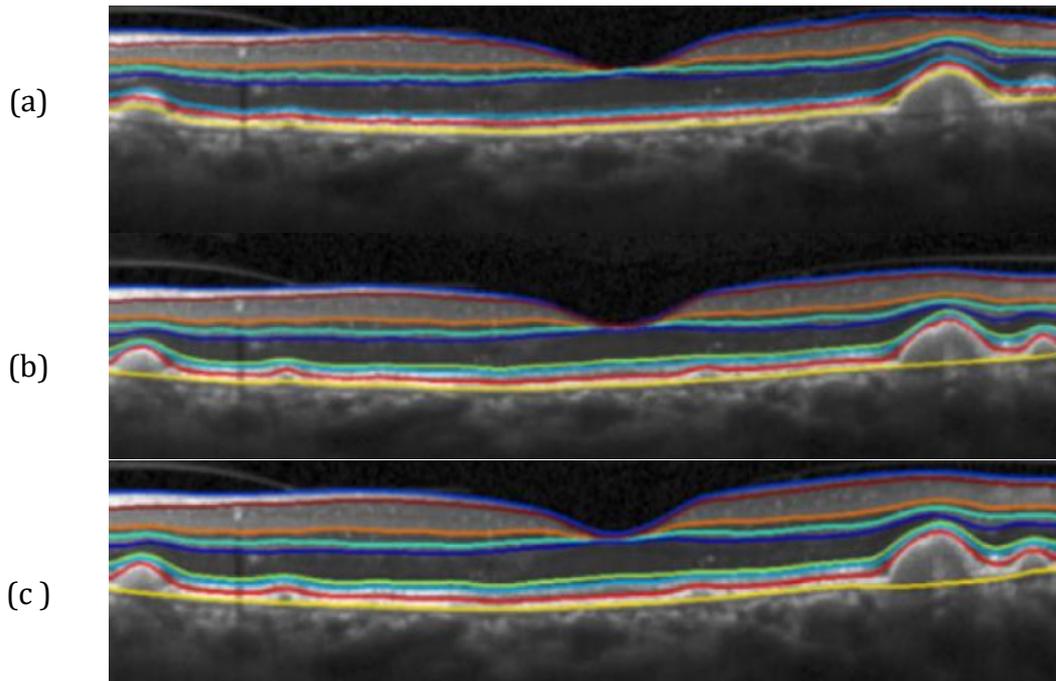


Figure 4.2.1b Segmentation automatique d'une rétine atteinte de DMLA non exsudative par 3 logiciels : (a) échec de la segmentation d'un logiciel commercial, (b) succès de la segmentation par DOCTRAP, (c) succès de la segmentation par Fang et al. avec utilisation des réseaux de neurones.

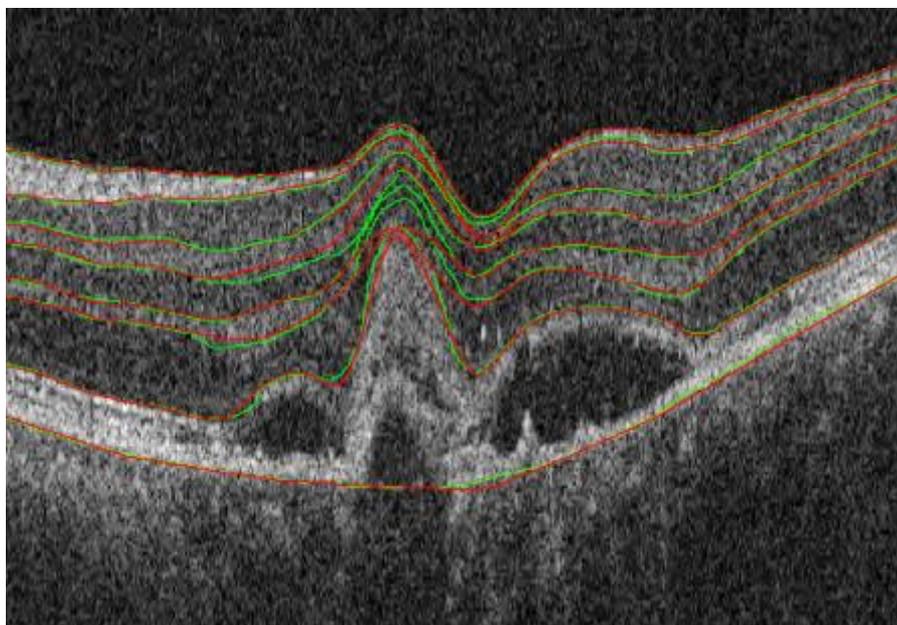


Figure 4.2.1c : Segmentation automatique d'une rétine atteinte de DMLA exsudative par D. Xiang et al (46)

4.2.2. Principe de la méthode développée

Nous présentons ici une technique de détection automatique des couches rétinienne basée sur l'utilisation du principe de corrélation d'images. Cette technique a été conçue spécialement pour cette application à l'institut P' et testée sur des cas présentés à la suite. Un logiciel, nommé CorrelLayer, a été développé. La résolution selon \overrightarrow{Cscan} étant faible par rapport aux deux autres directions, nous avons choisi de raisonner en 2D sur chaque image de coupe dans un plan $(\overrightarrow{Ascan}, \overrightarrow{Bscan})$. Pour l'instant, l'algorithme a été créé pour la détection des 2 couches importantes : l'épithélium pigmentaire (RPE) et la membrane limitante interne (ILM).

La détection complète d'une couche rétinienne se fait en plusieurs étapes comme décrit ici pour la ligne ILM.

1) Etape de filtrage de l'image OCT (Figure 4.2.2a)

Cette étape a pour but d'éliminer les détails de la morphologie de la rétine en appliquant un filtre passe-bas, pour ensuite réaliser une première détection grossière des couches rétinienne.

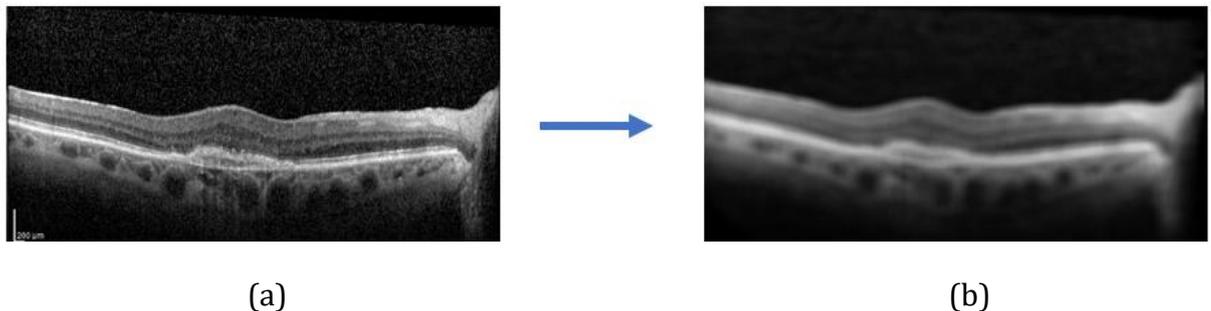


Figure 4.2.2a : (a) image brute d'une coupe (b) image filtrée

2) Calcul d'un masque sur l'image filtrée (Figure 4.2.2b)

Dans cette deuxième étape, on construit un masque permettant de distinguer les pixels de la rétine de ceux du fond et de définir des limites inférieures et supérieures à chaque position horizontale, nécessaires pour les étapes de détection suivantes.

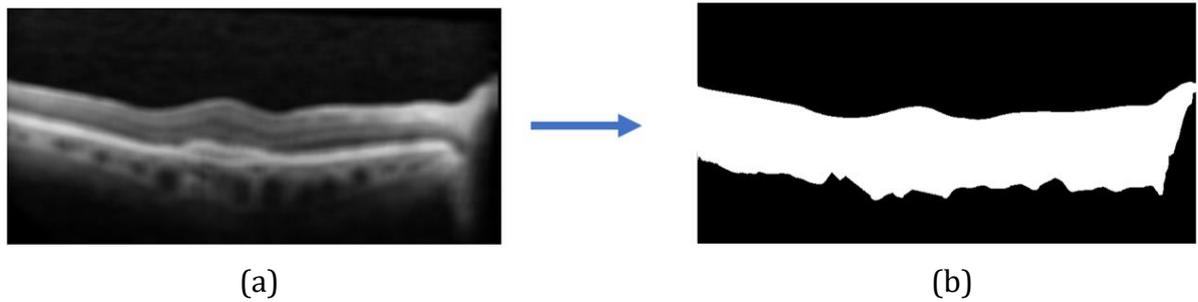


Figure 4.2.2b : (a) image filtrée (b) image du masque

3) Première recherche de la couche ILM : estimation grossière par corrélation 2D bornée par le masque et appliquée sur l'image filtrée (Figure 4.2.2c)

Un motif de référence est défini correspondant localement à la couche à détecter. Il s'agit pour l'ILM d'un domaine de 15x40 pixels constitué de deux zones uniformes noires et grises. L'étape de détection consiste à corréler ce motif avec l'image filtrée de la coupe afin de trouver la meilleure position verticale de ce motif maximisant la ressemblance. Cette étape est répétée pour chaque colonne de l'image. Une condition de continuité est appliquée sur l'ensemble des positions trouvées, cela lisse la ligne et donne le profil approché de la couche ILM, comme représenté en rouge sur la Figure 4.2.2c.

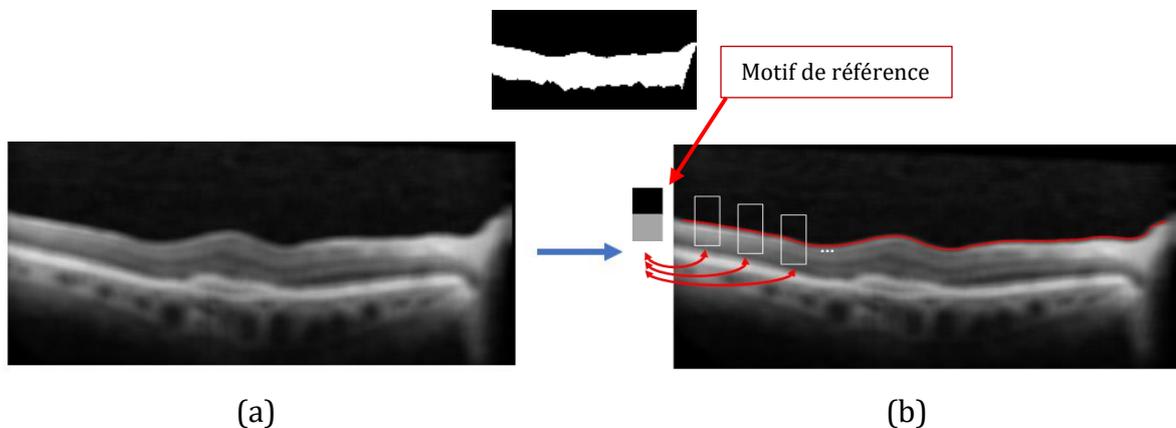


Figure 4.2.2c : (a) image filtrée (b) contour approché de la couche ILM en rouge

4) Deuxième recherche de la couche ILM : estimation fine par corrélation 2D sur l'image brute autour de la ligne trouvée à l'étape 3 (Figure 4.2.2d)

Cette deuxième recherche de la couche consiste à raffiner l'estimation de la position de la couche ILM obtenue précédemment. Une étape similaire de corrélation est effectuée autour de la ligne grossière. L'image brute est alors considérée et la taille du motif de référence est adaptée (diminution de la largeur et légère augmentation de la hauteur,

domaine de 5x50 pixels) pour obtenir une évaluation fiable plus fine et plus locale de la ligne ILM. La même condition de continuité est appliquée. La Figure 4.2.2d illustre la procédure et le résultat obtenu.

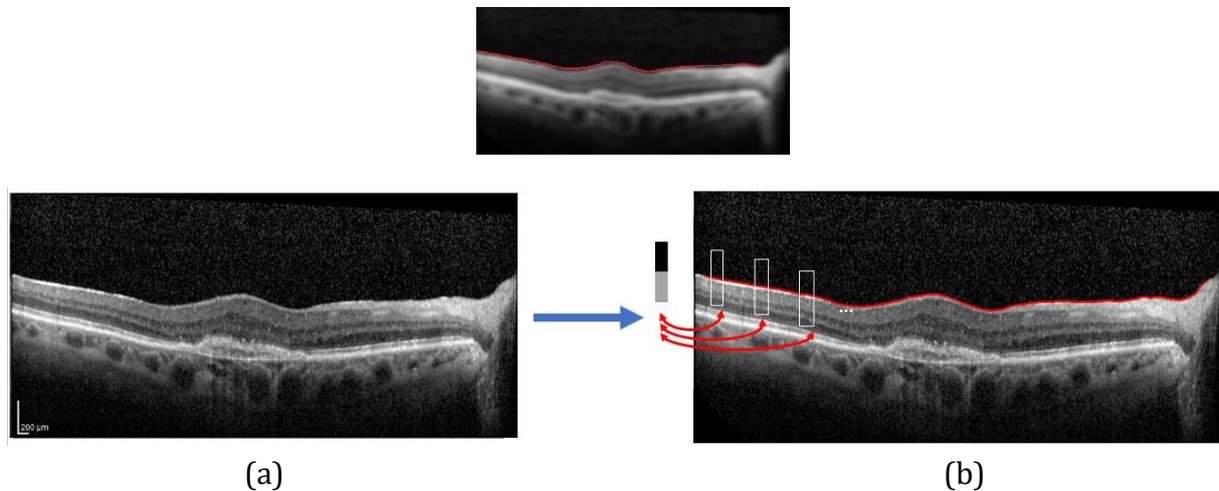


Figure 4.2.2d : (a) image brute d'une coupe (b) contour raffiné de la couche ILM en rouge

On utilise la même démarche pour la détection de la ligne RPE en modifiant la taille du filtre ainsi que le motif de référence. Le résultat final pour les deux lignes est donné à la Figure 4.2.2e.

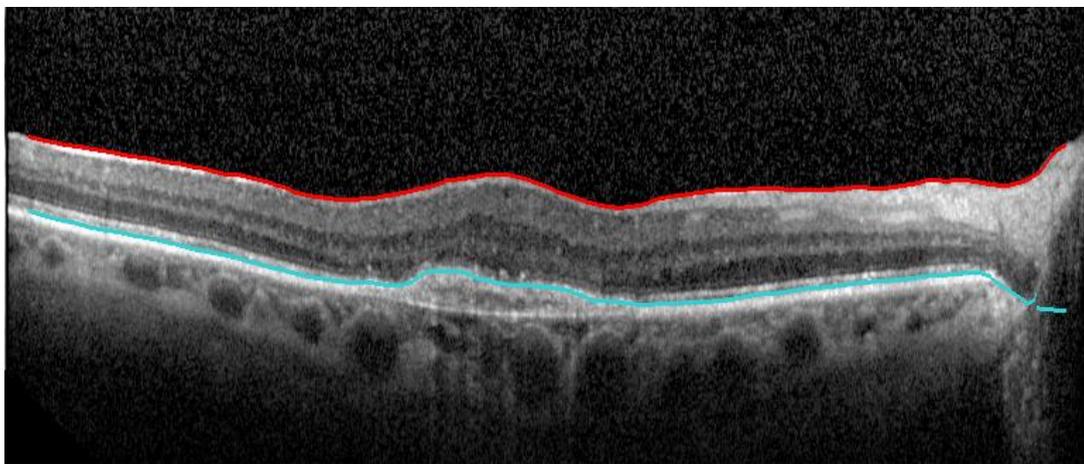


Figure 4.2.2e : Représentation des deux lignes détectées : ILM en rouge, RPE en bleu

Nous avons testé l'algorithme sur différents cas représentatifs des différentes pathologies fréquemment rencontrées (DMLA, diabète, membrane épirétinienne, trou maculaire).

4.2.3. Résultats

Nous avons comparé la détection réalisée par CorrelLayer à la détection réalisée par le logiciel de l'OCT SPECTRALIS. Cette dernière n'étant pas toujours parfaite, nous l'avons fait corriger manuellement image par image, couche par couche par un ophtalmologue (Résultat noté EXPERT) et ces données nous serviront de référence.

L'exemple qui suit (Figure 4.2.3a) concerne une rétine malade de DMLA où la segmentation automatique réalisée par l'OCT est défectueuse (les 3 images de gauche notées OCT SPECTRALIS). L'irrégularité des couches de la rétine externe et la présence d'un important décollement de l'épithélium pigmentaire (REP) sont les principaux facteurs d'échec de la segmentation. Deux anomalies sont particulièrement notables :

- La membrane de Bruch (MB) est placée bien trop haut, à la place même de l'EP, ce qui ne permet pas de prendre en compte les variations de la taille du décollement de l'épithélium pigmentaire (DEP). Or ce suivi de la taille des DEP peut être une information précieuse concernant l'activité de la maladie.
- Les variations abruptes des courbures de l'EP ne permettent pas un bon suivi de la segmentation de l'OCT SPECTRALIS qui paraît trop « lissé ».

Au contraire, la segmentation réalisée par CorrelLayer (les 3 images de droite) permet un meilleur placement concernant le suivi de l'EP et propose également un suivi plus fin lors des variations brutales de courbure. Dans ce cas présent et comme souvent les résultats concernant la segmentation de la membrane limitante interne (ILM) sont comparables et les deux méthodes font peu d'erreur.

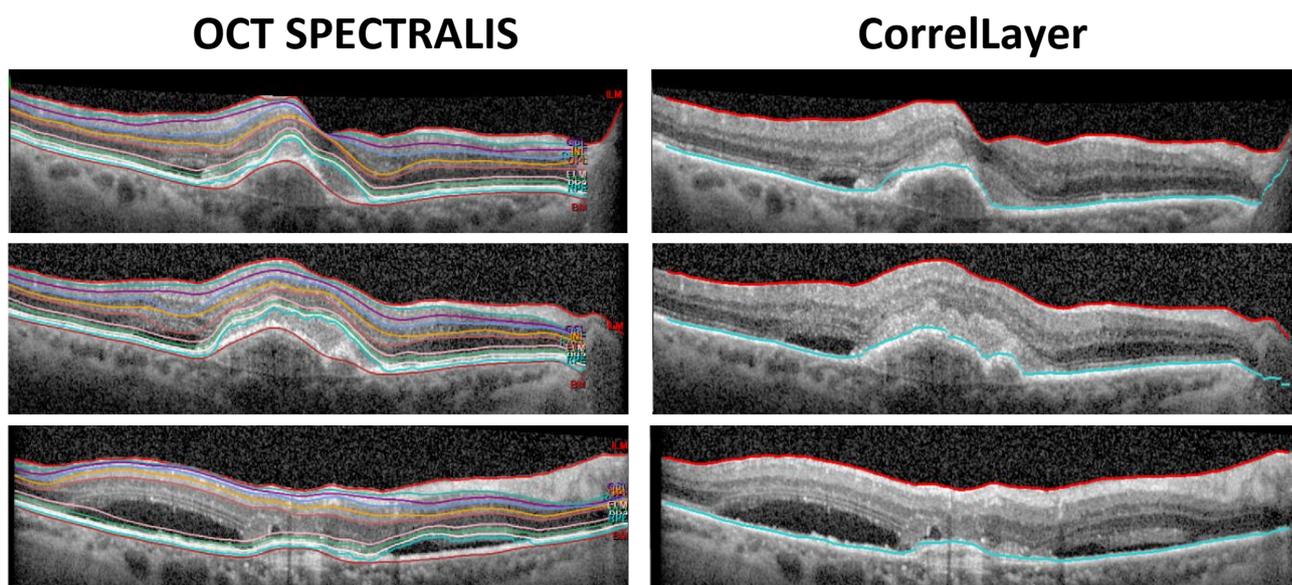


Figure 4.2.3a Segmentation automatique d'une rétine atteinte de DMLA exsudative par l'OCT Spectralis et CorrelLayer

La comparaison avec les lignes de référence de l'Expert est faite en calculant les cartes différentielles (Figure 4.2.3b). À gauche, on retrouve la carte différentielle entre la segmentation de l'OCT SPECTRALIS et la segmentation EXPERT. À droite, on retrouve la carte différentielle entre la segmentation réalisée par CorrelLayer et la segmentation EXPERT.

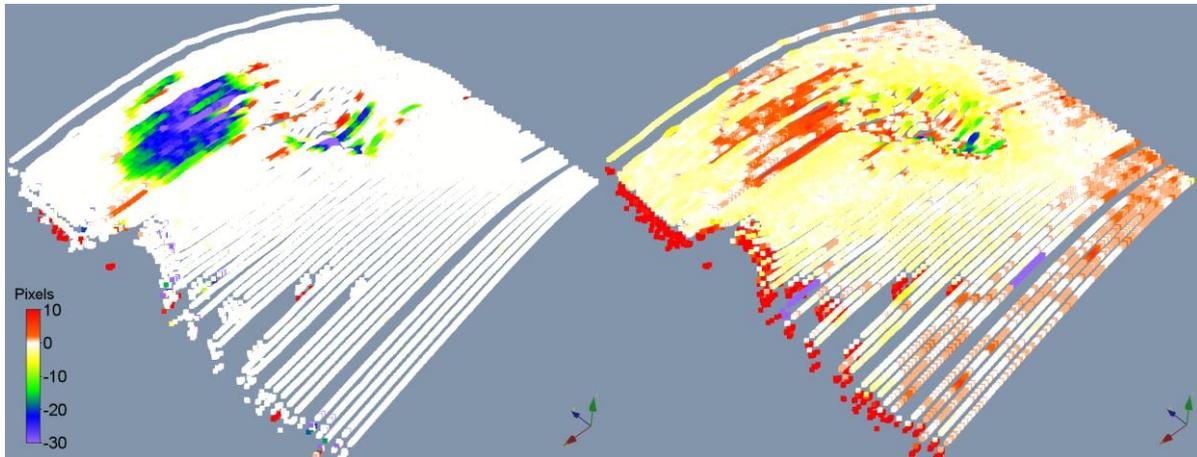


Figure 4.2.3b Cartes différentielles en pixels (RPE Spectralis – RPE Expert) versus (RPE CorrelLayer– RPE Expert), 1 pixel = 11 μ m, un écart nul est coloré en blanc.

On peut remarquer dans ce cas particulier une meilleure robustesse avec CorrelLayer. En effet, l'îlot d'erreur Bleu/Vert sur la carte de gauche (décollement de l'EP) n'apparaît pas sur la carte de droite. En dehors de cette zone, les écarts sont faibles dans les deux cas. Ils sont même nuls pour les différences RPE OCT Spectralis et Expert car aucune correction manuelle n'a été faite dans cette zone.

4.3. Application aux images de rétine In vivo : étude de la déformation de la rétine dans le temps

La technique de corrélation volumique décrite à la section 3.3 est utilisée pour suivre les déformations de la rétine dans le temps. Au préalable, la technique de segmentation de CorrelLayer fournit les profils ILM et RPE de la rétine aux deux instants d'investigation (Figures 4.3.1a et b). Les profils de la configuration de départ permettent de placer automatiquement les points de mesure dans la rétine en suivant sa géométrie comme illustré sur la Figure 4.3.1c. Les profils de la rétine, obtenus par la segmentation automatique, de la configuration déformée donnent les valeurs initiales de la procédure de corrélation (Figure 4.3.1d). On obtient alors un meilleur placement des domaines de corrélation et donc une mesure plus fiable des déformations. En effet, on peut voir sur la Figure 4.3.1e que les points de mesure calculés dans l'état déformé suivent bien la géométrie de la rétine. Si les valeurs initiales sont fixées arbitrairement, sans l'appui de la procédure de segmentation automatique comme dans le cas de la Figure 4.3.1f, la

corrélation volumique n'est pas capable de trouver les bonnes positions dans cet état déformé.

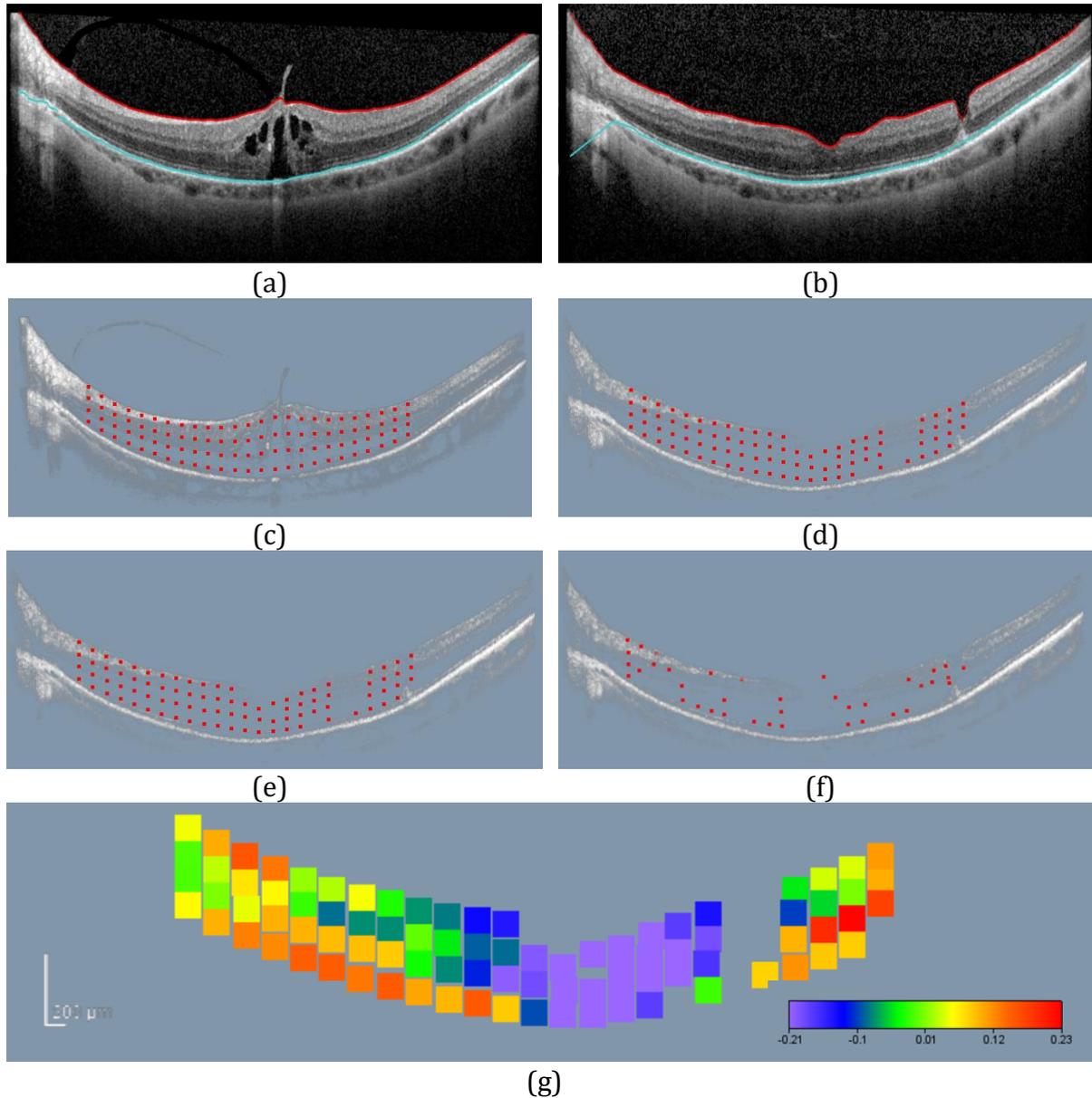


Figure 4.3.1 : Profils de ILM et RPE dans les états initial (a) et déformé (b), (c) Points de mesure choisis automatiquement dans l'état initial à partir de (a), (d) Points de mesure estimés dans l'état déformé à partir de (b), Points de mesure calculés par corrélation volumique (e) avec prise en compte des points estimés (d) comme valeurs initiales de corrélation, (f) sans prise en compte des points estimés (d), (g) déformations verticales (direction \overrightarrow{Ascan})

L'exemple présenté ici correspond au cas réel, évoqué dans l'introduction, où une chirurgie réparatrice a été menée pour redonner à la rétine un profil physiologique. Notre démarche nous permet d'évaluer les déformations qu'a subies la rétine avant et après chirurgie.

L'investigation peut être menée dans le volume de la rétine, et c'est un des intérêts de cette approche. Une grille de six plans de points de mesure a été répartie dans le volume comme illustré sur la Figure 4.3.2a. La figure 4.3.1g représente les déformations verticales (direction \overrightarrow{Ascan}) dans le plan médian. On est capable de quantifier les variations d'épaisseurs dans cette coupe : au centre la rétine se rétracte (déformations négatives de 21%) et reprend une épaisseur normale alors que sur les bords l'épaisseur de la rétine augmente plus faiblement (déformations positives de 10 à 15%). Cette analyse montre que la chirurgie a permis de libérer les contraintes de traction dans la rétine, l'architecture du tissu est modifiée et l'épaisseur est plus homogène. Cela se voit également dans le volume sur la Figure 4.3.2b.

Les Figures 4.3.2c et d illustrent les déformations dans les deux autres directions (\overrightarrow{Bscan} et \overrightarrow{Cscan}). On voit que ces déformations mesurées sont plus bruitées. Cela est dû au fait que les incertitudes de mesure sont plus grandes dans ces axes (comme montré dans la section 4.1.3.2) alors que l'amplitude des déformations est plus faible. Notons ici que dans le cas d'un essai in vivo, la résolution spatiale dans l'axe \overrightarrow{Cscan} (donnée par la distance entre deux coupes (\overrightarrow{Ascan} , \overrightarrow{Bscan})) est 10 fois plus faible pour réduire le temps d'acquisition. Cela entraîne une incertitude encore plus importante dans cette direction comme on peut le voir sur la Figure 4.3.2d. Concernant l'étude des déformations rétiniennes dans cette direction \overrightarrow{Cscan} , il conviendra donc de réaliser d'autres expériences sans se borner à des densités de volume utilisées en pratique courante, mais d'augmenter ce paramètre de manière quasiment maximale.

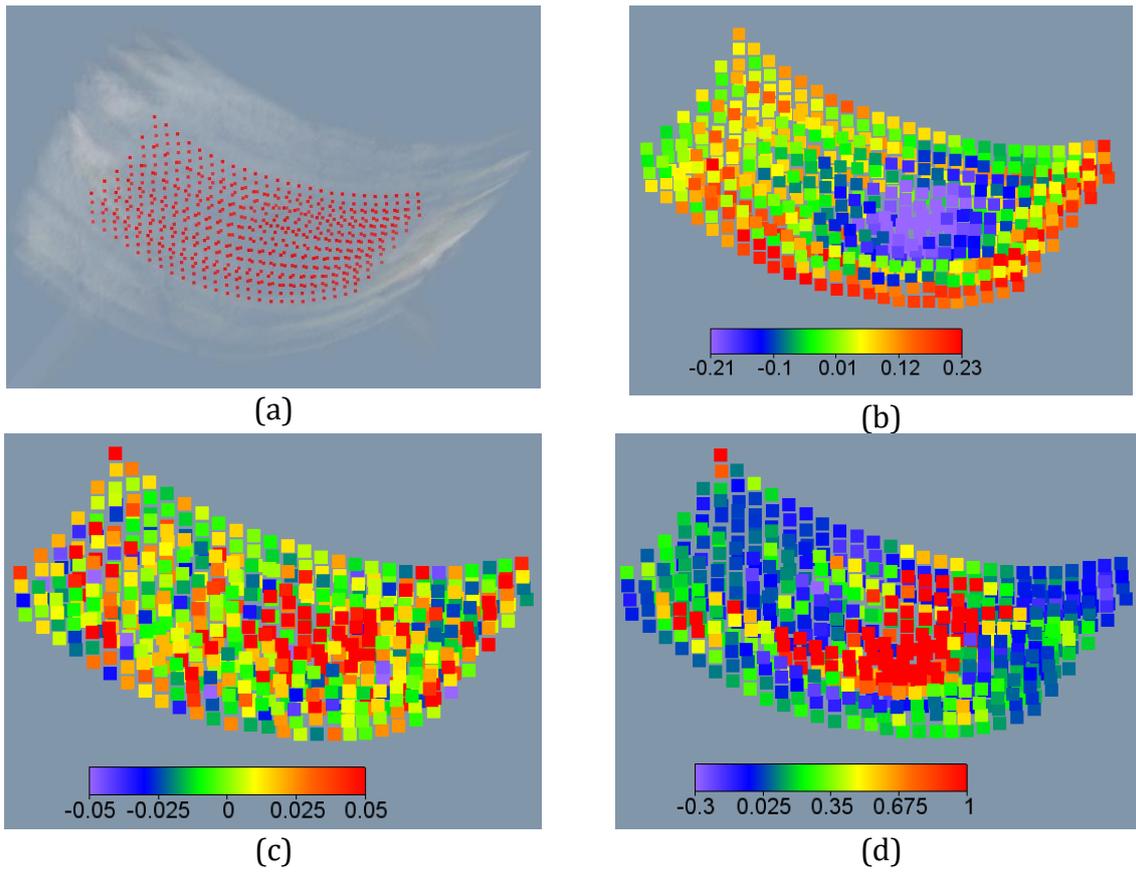


Figure 4.3.2 : (a) la grille de points de mesure, déformations dans les directions (b) \overrightarrow{Ascan} , (c) \overrightarrow{Bscan} et (d) \overrightarrow{Cscan}

Conclusion

La tomographie par cohérence optique (OCT) est une technique non-invasive utilisée in vivo pour explorer la rétine et poser le diagnostic de plusieurs pathologies. Avec l'évolution remarquable de sa résolution et de sa rapidité, elle est devenue partie intégrante d'un examen ophtalmologique de routine.

Les pistes d'amélioration de la technique et du matériel sont très vastes :

- L'ergonomie de l'appareil
- La rapidité de capture
- La rapidité de traitement
- La qualité des images (résolution, champ de vue, mais aussi pénétrance pour aller explorer les couches de plus en plus profondes)
- La création de logiciels permettant de tirer des images un maximum d'informations cliniquement utiles.

C'est sur ce dernier point que nous avons tenté d'apporter une contribution scientifique et technique. Notre démarche a été de mesurer les déformations dans la rétine par corrélation volumique afin d'analyser l'évolution d'une pathologie.

Nos contributions :

Nous avons tenté de caractériser la précision d'une méthode de corrélation volumique appliquée aux images OCT à l'aide de la capture de déplacements imposés d'un fantôme rétinien. Ce travail a permis d'évaluer l'ordre de grandeur de la précision du couple capture d'image OCT / mesure de déplacement par corrélation volumique. La méthode que nous avons développée pour la caractérisation métrologique d'un OCT par déplacement calibré et contrôlé d'un fantôme rétinien est une contribution importante de notre travail.

Nous avons également tenté une approche nouvelle et originale de segmentation des couches rétiniennes en utilisant des techniques de corrélation d'images usuellement utilisées en mécanique. Cette voie est prometteuse car elle est dans certains cas plus précise qu'avec les outils de segmentation commerciaux, notamment dans les cas où la rétine est très pathologique.

Enfin nous avons démontré la faisabilité d'une étude de la déformation d'une rétine dans le temps par l'utilisation des méthodes de corrélation volumique.

Les perspectives :

En rapport avec le travail sur l'étude métrologique de l'OCT, des expériences relativement simples sont nécessaires pour mieux comprendre l'influence de certains paramètres sur la précision du couple OCT/corrélation volumique : par exemple étudier l'influence du nombre de moyennage coupe par coupe (noté ART), ou encore éclairer l'influence de l'arrêt de l'appareil sur la précision des mesures. De plus, la méthode que nous avons développée de caractérisation métrologique d'un OCT par déplacement calibré et contrôlé d'un fantôme rétinien peut être utilisée pour caractériser d'autres OCT du marché. Il serait également intéressant de réaliser des mesures de déformations imposées et calibrées du fantôme rétinien, au lieu de le déplacer, le comprimer par exemple.

Concernant la détection automatique des couches à l'aide des outils de corrélation d'images : certaines étapes annexes pourraient améliorer la détection, comme la gestion des ombres créées par les vaisseaux rétiens. Il pourrait également être intéressant de tester cette méthode sur la détection des couches choroïdiennes éventuellement avec un OCT swept-source plus adapté à la visualisation de ces couches profondes.

A propos du suivi des déformations rétiniennes dans le temps, il paraît très intéressant de travailler sur des images à très haute résolution, quitte à s'éloigner des conditions cliniques habituelles pour démontrer la possibilité de quantifier les déformations dans les directions \overrightarrow{Bscan} et \overrightarrow{Cscan} pour certaines pathologies (membrane épirétinienne, néo-vaisseaux choroïdiens). Une bonne quantification de ces déformations pourrait permettre de quantifier les forces tangentielles présumées en jeu dans la physiopathologie de ces maladies rétiniennes.

Bibliographie

1. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, et al. Optical coherence tomography. *Science*. 22 nov 1991;254(5035):1178-81.
2. OCT en ophtalmologie - Rapport SFO 2019 - Jean-François Korobelnik - Elsevier Masson. VG Librairies.
3. Hee MR, Puliafito CA, Wong C, Duker JS, Reichel E, Rutledge B, et al. Quantitative assessment of macular edema with optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol Chic Ill* 1960. août 1995;113(8):1019-29.
4. Saraux H, Lemasson C, Offret H, Renard G. Anatomie et histologie de l'oeil. Paris; New York; Barcelone: Editions Masson; 1982. 416 p.
5. Ghorbel I, Rossant F, Bloch I, Tick S, Paques M. Automated segmentation of macular layers in OCT images and quantitative evaluation of performances. *Pattern Recognit*. août 2011;44(8):1590-603.
6. Fercher AF, Drexler W, Hitzenberger CK, Lasser T. Optical coherence tomography—principles and applications. *Opt Coherence Tomogr*. :65.
7. Swanson EA, Izatt JA, Hee MR, Huang D, Lin CP, Schuman JS, et al. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography. *Opt Lett*. 1 nov 1993;18(21):1864-6.
8. Fercher AF, Hitzenberger CK, Kamp G, El-Zaiat SY. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry. *Opt Commun*. 15 mai 1995;117(1):43-8.
9. Wojtkowski M, Srinivasan VJ, Ko TH, Fujimoto JG, Kowalczyk A, Duker JS. Ultrahigh-resolution, high-speed, Fourier domain optical coherence tomography and methods for dispersion compensation. *Opt Express*. 31 mai 2004;12(11):2404-22.
10. Sacchet D. Tomographie par cohérence optique plein champ linéaire et non linéaire. Université Paris Sud - Paris XI; 2010.
11. Zawadzki RJ, Capps AG, Kim DY, Panorgias A, Stevenson SB, Hamann B, et al. Progress on Developing Adaptive Optics-Optical Coherence Tomography for In Vivo Retinal Imaging: Monitoring and Correction of Eye Motion Artifacts. *IEEE J Sel Top Quantum Electron Publ IEEE Lasers Electro-Opt Soc*. mars 2014;20(2).
12. Aumann S, Donner S, Fischer J, Müller F. Optical Coherence Tomography (OCT): Principle and Technical Realization. In: Bille JF, éditeur. Cham (CH): Springer; 2019.
13. Bremand F, Cotttron M, Doumalin P, Dupre J-C, Valle V. Mesures en mécanique par méthodes optiques. *Tech. l'ingénieur Gd. mécaniques*. 2011;

14. Chu TC, Ranson WF, Sutton MA. Applications of digital-image-correlation techniques to experimental mechanics. *Exp Mech.* 1985;25(3):232-44.
15. Bay BK, Smith TS, Fyhrie DP, Saad M. Digital volume correlation: Three-dimensional strain mapping using X-ray tomography. *Exp Mech.* 1 sept 1999;39(3):217-26.
16. Barranger Y, Doumalin P, Dupre J-C, Germaneau A, Hedan S, Valle V. Evaluation of three-dimensional and two-dimensional full displacement fields of a single edge notch fracture mechanics specimen, in light of experimental data using X-ray tomography. *Eng Fract Mech.* 1 oct 2009;76(15):2371-83.
17. Germaneau A. Développement de techniques de mesure dans le volume : photoélasticimétrie 3D par découpage optique et corrélation volumique par tomographie optique et rayons X. Application à l'étude des effets mécaniques 3D dans les structures et les biomatériaux. PhD thesis, 2007. Université de Poitiers;
18. Germaneau A. Développement de techniques de mesure dans le volume : photoélasticimétrie 3D par découpage optique et corrélation volumique par tomographie optique et rayons X. Application à l'étude des effets mécaniques 3D dans les structures et les biomatériaux. PhD thesis, 2007.
19. Acosta Santamaría V, García MF, Molimard J, Avril S. Characterization of chemoelastic effects in arteries using digital volume correlation and optical coherence tomography. *Acta Biomater.* 15 janv 2020;102:127-37.
20. Grassi L, Isaksson H. Extracting accurate strain measurements in bone mechanics: A critical review of current methods. *J Mech Behav Biomed Mater.* oct 2015;50:43-54.
21. Oravec D, Flynn MJ, Zauel R, Rao S, Yeni YN. Digital tomosynthesis based digital volume correlation: A clinically viable noninvasive method for direct measurement of intravertebral displacements using images of the human spine under physiological load. *Med Phys.* oct 2019;46(10):4553-62.
22. Palanca M, Cristofolini L, Dall'Ara E, Curto M, Innocente F, Danesi V, et al. Digital volume correlation can be used to estimate local strains in natural and augmented vertebrae: An organ-level study. *J Biomech.* 8 déc 2016;49(16):3882-90.
23. Midgett DE, Quigley HA, Nguyen TD. In vivo characterization of the deformation of the human optic nerve head using optical coherence tomography and digital volume correlation. *Acta Biomater.* 15 sept 2019;96:385-99.
24. Midgett DE, Pease ME, Jefferys JL, Patel M, Franck C, Quigley HA, et al. The pressure-induced deformation response of the human lamina cribrosa: Analysis of regional variations. *Acta Biomater.* 15 avr 2017;53:123-39.
25. Wang L, Tian L, Huang Y, Huang Y, Zheng Y. Assessment of Corneal Biomechanical Properties with Inflation Test Using Optical Coherence Tomography. *Ann Biomed Eng.* févr 2018;46(2):247-56.

26. Boyce BL, Grazier JM, Jones RE, Nguyen TD. Full-field deformation of bovine cornea under constrained inflation conditions. *Biomaterials*. oct 2008;29(28):3896-904.
27. Fu J, Pierron F, Ruiz PD. Elastic stiffness characterization using three-dimensional full-field deformation obtained with optical coherence tomography and digital volume correlation. *J Biomed Opt*. déc 2013;18(12):121512.
28. Corvi F, Zicarelli F, Airaldi M, Parrulli S, Cozzi M, Monteduro D, et al. Comparison between Widefield Optical Coherence Tomography Devices in Eyes with High Myopia. *Diagnostics*. 6 avr 2021;11(4):658.
29. Aumann S, Donner S, Fischer J, Müller F. Optical Coherence Tomography (OCT): Principle and Technical Realization. In: Bille JF, éditeur.
30. Garvin MK, Abramoff MD, Wu X, Russell SR, Burns TL, Sonka M. Automated 3-D intraretinal layer segmentation of macular spectral-domain optical coherence tomography images. *IEEE Trans Med Imaging*. sept 2009;28(9):1436-47.
31. Garvin MK, Abramoff MD, Kardon R, Russell SR, Wu X, Sonka M. Intraretinal layer segmentation of macular optical coherence tomography images using optimal 3-D graph search. *IEEE Trans Med Imaging*. oct 2008;27(10):1495-505.
32. Yang Q, Reisman CA, Wang Z, Fukuma Y, Hangai M, Yoshimura N, et al. Automated layer segmentation of macular OCT images using dual-scale gradient information. *Opt Express*. 27 sept 2010;18(20):21293-307.
33. Lu S, Cheung CY, Liu J, Lim JH, Leung CK, Wong TY. Automated layer segmentation of optical coherence tomography images. *IEEE Trans Biomed Eng*. oct 2010;57(10):2605-8.
34. Dufour PA, Ceklic L, Abdillahi H, Schröder S, De Dzanet S, Wolf-Schnurrbusch U, et al. Graph-based multi-surface segmentation of OCT data using trained hard and soft constraints. *IEEE Trans Med Imaging*. mars 2013;32(3):531-43.
35. Kafieh R, Rabbani H, Abramoff MD, Sonka M. Intra-retinal layer segmentation of 3D optical coherence tomography using coarse grained diffusion map. *Med Image Anal*. déc 2013;17(8):907-28.
36. Song Q, Bai J, Garvin MK, Sonka M, Buatti JM, Wu X. Optimal multiple surface segmentation with shape and context priors. *IEEE Trans Med Imaging*. févr 2013;32(2):376-86.
37. Lee JY, Chiu SJ, Srinivasan PP, Izatt JA, Toth CA, Farsiu S, et al. Fully Automatic Software for Retinal Thickness in Eyes With Diabetic Macular Edema From Images Acquired by Cirrus and Spectralis Systems. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. nov 2013;54(12):7595-602.
38. Shi F, Chen X, Zhao H, Zhu W, Xiang D, Gao E, et al. Automated 3-D retinal layer segmentation of macular optical coherence tomography images with serous pigment epithelial detachments. *IEEE Trans Med Imaging*. févr 2015;34(2):441-52.

39. Novosel J, Wang Z, de Jong H, van Velthoven M, Vermeer KA, van Vliet LJ. Locally-adaptive loosely-coupled level sets for retinal layer and fluid segmentation in subjects with central serous retinopathy. In: 2016 IEEE 13th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI). 2016. p. 702-5.
40. Vermeer KA, van der Schoot J, Lemij HG, de Boer JF. Automated segmentation by pixel classification of retinal layers in ophthalmic OCT images. *Biomed Opt Express*. 1 juin 2011;2(6):1743-56.
41. Lang A, Carass A, Hauser M, Sotirchos ES, Calabresi PA, Ying HS, et al. Retinal layer segmentation of macular OCT images using boundary classification. *Biomed Opt Express*. 1 juill 2013;4(7):1133-52.
42. Xiayu Xu null, Kyungmoo Lee null, Li Zhang null, Sonka M, Abramoff MD. Stratified Sampling Voxel Classification for Segmentation of Intraretinal and Subretinal Fluid in Longitudinal Clinical OCT Data. *IEEE Trans Med Imaging*. juill 2015;34(7):1616-23.
43. Hassan B, Raja G, Hassan T, Usman Akram M. Structure tensor based automated detection of macular edema and central serous retinopathy using optical coherence tomography images. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 1 avr 2016;33(4):455-63.
44. Syed AM, Hassan T, Akram MU, Naz S, Khalid S. Automated diagnosis of macular edema and central serous retinopathy through robust reconstruction of 3D retinal surfaces. *Comput Methods Programs Biomed*. déc 2016;137:1-10.
45. Fang L, Cunefare D, Wang C, Guymer RH, Li S, Farsiu S. Automatic segmentation of nine retinal layer boundaries in OCT images of non-exudative AMD patients using deep learning and graph search. *Biomed Opt Express*. 1 mai 2017;8(5):2732-44.
46. Xiang D, Tian H, Yang X, Shi F, Zhu W, Chen H, et al. Automatic Segmentation of Retinal Layer in OCT Images With Choroidal Neovascularization. *IEEE Trans Image Process*. déc 2018;27(12):5880-91.
47. Pan L, Shi F, Xiang D, Yu K, Duan L, Zheng J, et al. OCTRexpert:A Feature-based 3D Registration Method for Retinal OCT Images. *IEEE Trans Image Process Publ IEEE Signal Process Soc*. 23 janv 2020;
48. Shen D, Davatzikos C. HAMMER: hierarchical attribute matching mechanism for elastic registration. *IEEE Trans Med Imaging*. nov 2002;21(11):1421-39.

Résumé

La tomographie par cohérence optique (OCT) a une place incontournable dans la démarche diagnostique en ophtalmologie, notamment dans le domaine des pathologies rétiniennes. Dans beaucoup de maladies rétiniennes, la rétine se déforme, le suivi et les indications thérapeutiques ou chirurgicales sont souvent basés sur l'étude de ces déformations. Cette thèse a pour objectif le développement d'un outil de suivi et de quantification des déformations rétiniennes visibles en OCT. La collaboration du service d'ophtalmologie du CHU de Poitiers et de l'axe de recherche PEM (Photomechanics and Experimental Mechanics) de l'Institut P' - Université de Poitiers a permis d'adapter à cet objectif une technique de mesures et d'analyse : la corrélation d'images.

Le système OCT utilisé est le SPECTRALIS OCT2® (Heidelberg Engineering). Notre travail se décline en 3 étapes, les deux premières ayant été un préalable pour réaliser l'objectif final :

- la caractérisation métrologique de l'OCT SPECTRALIS, avec la confection d'une rétine fantôme et l'évaluation de la précision de mesure des déplacements par corrélation d'images volumiques.
- la création d'un nouvel algorithme de reconnaissance des couches et interfaces de la rétine utilisant les outils de corrélation d'images.
- l'étude de faisabilité concernant l'utilisation de la corrélation d'images volumiques pour le suivi des déformations rétiniennes en OCT in vivo.

L'étude de la déformation d'une rétine dans le temps par l'utilisation des méthodes de corrélation volumique nous paraît faisable. Pour le moment, les limites rencontrées sont les cas de fortes déformations, d'images bruitées ou de densité de coupe insuffisante.

Mots clés : Rétine, tomographie par cohérence optique, OCT, segmentation rétinienne, dégénérescence maculaire liée à l'âge, DMLA, corrélation d'images numériques, corrélation volumique.



UNIVERSITE DE POITIERS



Faculté de Médecine et de Pharmacie

SERMENT



En présence des Maîtres de cette école, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine. Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail. Admis dans l'intérieur des maisons mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés, et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime. Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses !
Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque !





UNIVERSITE DE POITIERS



Faculté de Médecine et de Pharmacie



La tomographie par cohérence optique (OCT) a une place incontournable dans la démarche diagnostique en ophtalmologie, notamment dans le domaine des pathologies rétiniennes. Dans beaucoup de maladies rétiniennes, la rétine se déforme, le suivi et les indications thérapeutiques ou chirurgicales sont souvent basés sur l'étude de ces déformations. Cette thèse a pour objectif le développement d'un outil de suivi et de quantification des déformations rétiniennes visibles en OCT. La collaboration du service d'ophtalmologie du CHU de Poitiers et de l'axe de recherche PEM (Photomechanics and Experimental Mechanics) de l'Institut P' - Université de Poitiers a permis d'adapter à cet objectif une technique de mesures et d'analyse : la corrélation d'images.

Le système OCT utilisé est le SPECTRALIS OCT2® (Heidelberg Engineering). Notre travail se décline en 3 étapes, les deux premières ayant été un préalable pour réaliser l'objectif final :

- la caractérisation métrologique de l'OCT SPECTRALIS, avec la confection d'une rétine fantôme et l'évaluation de la précision de mesure des déplacements par corrélation d'images volumiques.
- la création d'un nouvel algorithme de reconnaissance des couches et interfaces de la rétine utilisant les outils de corrélation d'images.
- l'étude de faisabilité concernant l'utilisation de la corrélation d'images volumiques pour le suivi des déformations rétiniennes en OCT in vivo.

L'étude de la déformation d'une rétine dans le temps par l'utilisation des méthodes de corrélation volumique nous paraît faisable. Pour le moment, les limites rencontrées sont les cas de fortes déformations, d'images bruitées ou de densité de coupe insuffisante.

Mots clés : Rétine, tomographie par cohérence optique, OCT, segmentation rétinienne, dégénérescence maculaire liée à l'âge, DMLA, corrélation d'images numériques, corrélation volumique.