

Université de Montréal

Mise en œuvre d'un système
Java en imagerie. Application à l'ophtalmologie

Par :
Miguel Tremblay
Département de physique
Faculté des Arts et des Sciences

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M.Sc.)
en physique

Août 2001

©Miguel Tremblay, 2001

Université de Montréal

Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

“ Mise en œuvre d’un système
Java en imagerie. Application à l’ophtalmologie ”

présenté par :
Miguel Tremblay

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Joëlle Margot
(présidente rapporteure)

Bernard Goulard
(directeur de recherche)

Michel Côté
(membre du jury)

Sommaire

Les images numériques et analogues de rétine ont depuis le début du siècle contribué au diagnostic des maladies affectant l'œil. Les découvertes reliant les images aux différentes maladies sont très dépendantes de la technologie utilisées pour l'acquisition et le traitement des images.

Dans ce mémoire, nous proposons une méthode, pouvant être utilisée via internet, faisant l'appariement d'une paire d'images de rétine pour déduire de l'information sur la topographie de la papille, partie visible du nerf optique reliant les axones de la rétine au cerveau. Tout ceci dans le but de faire le diagnostic préventif du glaucome.

La méthode utilisée pour la correspondance des images se nomme le flot optique et est conjugué avec l'approche hiérarchique. Nous concluons que les résultats obtenues pour un œil sain sont en accord avec la littérature mais pourrait être plus précis pour ce qui est de la reproductibilité.

MOTS CLÉS : flot optique, glaucome, approche hiérarchique, papille, photo rétinienne, problème inverse.

Table des matières

Sommaire	i
Table des matières	ii
Liste des tableaux	iv
Table des figures	v
1 Introduction	1
2 Contexte	3
2.1 Projet B(<i>IO</i>) ² net	3
2.2 Interface	3
3 Théorie	5
3.1 Anatomie de l'oeil	5
3.1.1 Sclérotique	6
3.1.2 Iris	6
3.1.3 Corps ciliaire	6
3.1.4 Rétine	6
3.1.5 Nerf optique	7
3.1.6 Humeur aqueuse	8
3.1.7 Cristallin	8
3.1.8 Corps vitré (ou humeur vitré)	8
3.2 Glaucome	8
3.2.1 Types de glaucome	10
3.2.2 Grande variabilité morphologique du nerf optique	10
3.2.3 Diagnostic	11
3.2.4 Traitement	12
3.2.5 Étapes dans la dégénération de la papille	13
4 Méthode pour établir la correspondance entre 2 images	15
4.1 Problème inverse	15
4.1.1 Correspondance géométrique dans une paire d'images	16
4.1.2 Interpolation	24
4.1.3 Approche Hiérarchique	31

4.1.4	Interprétation du flot optique	32
4.1.5	Outils de programmation	34
4.1.6	Performance	35
4.1.7	Format d'image	35
4.2	Appareils existant et leur fonctionnement	36
4.2.1	Appareils photo rétinien (Ophtalmoscope)	36
4.2.2	Microscope à laser confocal	38
4.3	Données	43
4.3.1	Choix de la bande de l'image	45
4.3.2	Sujet	53
5	Résultats	57
6	Analyse	66
6.1	État insatisfaisant des résultats	66
6.2	Pistes de recherche	67
	Conclusion	69
A	Image numérique	70
	Bibliographie	71
	Remerciements	73

Liste des tableaux

5.1	Résultats pour la norme des flots optiques de l'œil droit.	58
5.2	Rapports pour chaque image particulière pour l'œil droit.	59
5.3	Résultats pour la norme des flots optiques de l'œil gauche.	61
5.3	Résultats pour la norme des flots optiques de l'œil gauche.	62
5.4	Rapports pour chaque image particulière pour l'œil gauche.	63

Table des figures

2.1	Projet $B(IO)^2_{\text{net}}$	4
3.1	Anatomie de l'oeil humain	5
3.2	Topographie de la papille	7
3.3	Agrandissement de la région de la cornée.	9
3.4	Excavation d'un nerf optique sain vue de profil.	14
3.5	Appronfondissement de l'excavation.	14
3.6	Représentation des étapes dans la dégénérescence de la papille	14
4.1	Point d'une scène représenté sur deux images	17
4.2	Le point P_A de l'image A est un point d'occlusion puisqu'il est derrière le point O_B dans l'image B.	17
4.3	Scène vue par deux caméras au même moment.	18
4.4	Scène vue par une même caméra à des instants différents.	19
4.5	Transformation d'une paire d'images temporelle en paire d'images spatiales grâce à l'utilisation de caméras virtuelles.	20
4.6	Exemple de correspondance ambiguë.	22
4.7	Signal numérique transformé en signal continue par l'utilisation d'une interpolation.	25
4.8	Position de x par rapport aux valeurs d'échantillon les plus près. . . .	28
4.9	a) Noyau d'interpolation μ . b) Dérivée du noyau d'interpolation μ . .	30
4.10	Schéma de l'approche hiérarchique	31
4.11	Schéma de l'utilisation de la norme.	33
4.12	Programmes Java	34
4.13	Prise de vue selon l'angle de la caméra	37
4.14	Position du laser, de l'écran, de la lentille et de la cible.	38
4.15	Cible	40
4.16	Plans focaux	40
4.17	Grille utilisée pour la reconstruction de la cible.	41
4.18	Images captées par le microscope selon le plan.	42
4.19	Exemple pour un pixel.	42
4.20	Intensité du pixel (5,6) en fonction du plan focal.	42
4.21	Papille du côté nasal	43
4.22	Papille au centre de l'image	44
4.23	Histogramme de la bande bleue d'une photo de la papille	45
4.24	Bande bleue d'une photo de la papille	46

4.25	Histogramme de la bande verte d'une photo de la papille	47
4.26	Bande verte d'une photo de la papille	48
4.27	Histogramme de la bande Y d'une photo de la papille	49
4.28	Transformation en noir et blanc d'une photo de la papille	50
4.29	Histogramme de la bande rouge d'une photo de la papille	51
4.30	Bande rouge d'une photo de la papille	52
4.31	Norme du Flot optique propre à l'analyse	54
4.32	Norme du flot optique rejetée.	55
4.33	Coupe de la norme du flot optique passant par le centre de la papille	55
4.34	Rapports de l'excavation et de la papille pour les flots optiques calculés à partir de l'image Img8829	56
5.1	Nombre de pixels constituant la papille pour les images de l'œil droit.	59
5.2	Nombre de pixels constituant l'excavation pour les images de l'œil droit.	60
5.3	Distribution des rapports excavation/papille pour l'œil droit	60
5.4	Nombre de pixels constituant la papille pour les images de l'œil gauche.	64
5.5	Nombre de pixels constituant l'excavation pour les images de l'œil gauche.	64
5.6	Distribution des rapports excavation/papille pour l'œil gauche	65

Chapitre 1

Introduction

La télémedecine permet la réduction des coûts reliés au système de santé et permet de rendre des diagnostics à partir de données acquises loin des grands centres. D'autre part, l'augmentation incessante des capacités de calcul des ordinateurs et le reliement en réseaux des centres hospitaliers est venu accélérer le développement de la télémedecine.

C'est donc dans le cadre de la télémedecine et avec des outils informatiques que s'est élaboré le projet nommé $B(IO)^2$ net financé par les Laboratoires Universitaires Bell (Bell-LUB). La méthode présentée dans ce mémoire fait partie de ce projet et se veut être une application disponible pour les spécialistes de la santé via internet.

Nous avons ciblé une discipline, l'ophtalmologie, faisant usage d'images numériques comme outil de diagnostic, puisque ce type de données peut être transporté par un réseau informatique. Nous avons ensuite discuté avec un ophtalmologiste pour savoir quel type de maladie pourrait être diagnostiqué à l'aide d'images de la rétine et quels seraient les parties anatomiques à quantifier pour ce faire. Notre choix s'est porté sur le glaucome à angle ouvert.

Le glaucome touche 2% de la population mondiale. La prévention de cette maladie aurait un fort impact sur la qualité de vie des personnes atteintes en plus de la réduction des coûts reliés à la cécité causée par cette maladie. La façon standard pour établir un diagnostic précoce du glaucome est l'analyse par un spécialiste d'une photo de la rétine.

Nous proposons une méthode qui calcule, à partir d'images numériques, une donnée capitale dans la détection de cette maladie. Il s'agit du rapport entre l'aire de deux parties visibles sur la rétine : la papille et l'excavation à l'intérieur de celle-ci. Pour ce faire, il a fallu reconstruire une image 3D à partir d'images 2D. C'est un cas de problème inverse que nous avons eu à résoudre. Des techniques se basant sur des équations de phénomènes physiques ont déjà été mis au point afin de résoudre ce genre de problème dans le cas d'images numériques. C'est à l'aide de ces techniques que furent contournées les difficultés spécifiques aux problèmes inverses. Cette méthode a été construite de telle sorte qu'elle puisse être utilisée via internet. Pour ce faire nous avons utilisé des fonctionnalités du langage JAVA.

Nous présentons tout d'abord le contexte qui a donné naissance au projet $B(IO)^2$ net. Nous décrivons ensuite les parties anatomiques de l'œil intervenant dans la cause et

dans le diagnostic du glaucome. Suivent les étapes et les caractéristiques propres à cette maladie. La description de la méthode, des outils informatiques que nous avons utilisés et des appareils présentement sur le marché qui servent à détecter le glaucome viennent ensuite. Les résultats de nos calculs et l'analyse de ces résultats composent la partie suivante. Finalement, des pistes de recherche et une brève conclusion terminent ce mémoire.

Chapitre 2

Contexte

2.1 Projet $B(IO)^2net$

Le logiciel développé à pour but d'offrir des services de traitement d'images sur internet. La méthode exposée s'inscrit à l'intérieur du projet plus général qu'est $B(IO)^2net$. Ce projet a vu le jour grâce aux capacités grandissantes de calcul des ordinateurs. Le poids, en unités de stockage, des images numériques rendaient prohibitif leur traitement hors des laboratoires spécialisés. De plus, l'acquisition des images (que ce soit médicales ou autres) se faisaient de façon analogique. Aujourd'hui, avec un moindre coût et l'augmentation des capacités de télécommunications, il est économiquement viable de développer une application permettant le traitement d'images ainsi que leur transmission sur un réseau. De plus, les nouveaux modes d'imagerie médicale se développent rapidement (imagerie fonctionnelle, imagerie optique, MEG, IRM) ainsi que les normes (DICOM) de formats d'images. Cette situation produira de nombreux changements et engendrera la création d'un système de soins plus distribué. Ceci suggère une vision intégrée des différentes composantes d'un système d'imagerie à la fois économique et efficace : acquisition, archivage, transmission, traitement.

Le projet $B(IO)^2net$ a comme objectif de fournir un canal sécuritaire de transmissions d'images médicales annotées et la possibilité d'effectuer des traitements d'images à partir d'une banque d'opérateurs disponibles sur un serveur.

Le spécialiste de la santé dispose d'un compte sur le serveur $B(IO)^2net$ où il peut envoyer des images via un formulaire HTML ou un applet Java. Il peut alors traiter l'image et récupérer les résultats ou encore l'envoyer à une autre personne disposant d'un compte sur le serveur. Il est ensuite possible de recevoir l'image de la même manière que pour l'expédition, c'est-à-dire par HTML ou applet Java.

2.2 Interface

L'interface de l'application a été d'une importance capitale et fut la première étape à compléter avant la construction d'un algorithme de traitement d'images. Bien qu'on ne retrouve pas les détails de ce programme, car tel n'est pas le but de ce

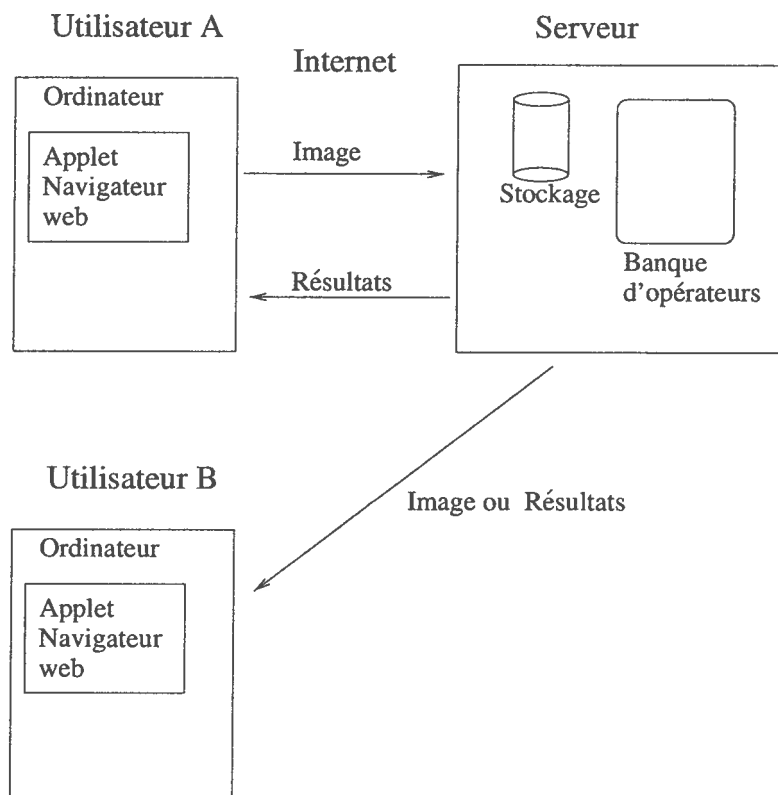


FIG. 2.1 – Projet B(IO)²net

mémoire, un temps considérable fut consacré à la construction et à la mise au point de l'infrastructure informatique.

Il n'existe pas de norme universelle pour le format et la représentation des images numériques. Elles peuvent différer selon le type de données représentant chaque pixel (byte, float, double, etc.) et selon la manière de les écrire (tiff, jpeg, gif, etc.). Les usagers du serveur B(IO)²net pouvant avoir des images dans n'importe quel de ces formats, un effort intense a dû être fourni au niveau de l'interface de l'application afin d'avoir suffisamment de flexibilité pour afficher les images sur l'écran des usagers.

De plus, nous avons établi un standard sur la structure des opérateurs que nous avons créés. Nous avons été aidés en cela par la nature de la programmation orientée objet, spécifique au langage Java, langage utilisée pour la construction de l'application. Nous avons ainsi construit une architecture qui servira à l'avenir pour d'autres méthodes traitant des images médicales, non seulement ophtalmologiques, mais de tout domaine : mammographie, tomographie cérébrale, etc.

Chapitre 3

Théorie

3.1 Anatomie de l'oeil

Le glaucome étant une maladie de l'œil, il est important de connaître une partie de son anatomie afin de comprendre de quelle manière il l'affecte et comment il est possible de le détecter.

Nous donnerons une brève description de quelques parties de l'œil [4] : la sclérose, l'iris, le corps ciliaire, la rétine, l'humeur aqueuse, le cristallin et le corps vitré. Ces parties sont représentées sur la figure 3.1.

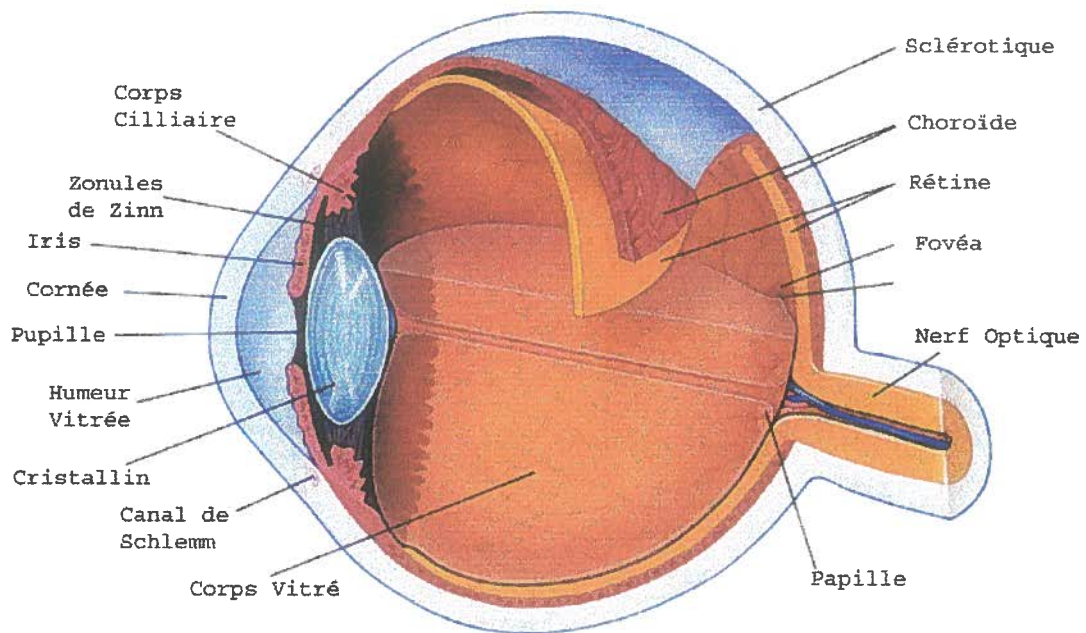


FIG. 3.1 Anatomie de l'oeil humain

3.1.1 Sclérotique

La sclérotique est le blanc de l'œil. Elle est recouverte par une membrane très fine et transparente appelée conjonctive. Elle est rigide et a pour rôle de conserver la forme du globe oculaire. Elle est inextensible, ce qui fait qu'un débalancement dans le flot des liquides internes de l'œil a une répercussion directe sur la pression intra-oculaire. Elle est traversée par un grand nombre de petits canaux (artères, veines, nerfs) et elle a, à l'arrière, une ouverture par laquelle passe le nerf optique.

3.1.2 Iris

L'iris est un diaphragme circulaire, baignant dans l'humeur aqueuse, se réglant selon la quantité de lumière incidente traversant la pupille. S'il y a beaucoup de lumière l'iris se contracte (myosis) augmentant la profondeur de champ et diminuant les aberrations. Cette contraction est faite par un muscle nommé sphincter. S'il y a peu de lumière, la nuit par exemple, l'iris se dilate (mydriase) et l'image qui se forme sur la rétine n'est plus nette. Ce phénomène est appelé myopie nocturne. Le muscle qui effectue la dilatation se nomme le dilatateur.

L'iris constitue la frontière séparant la chambre antérieure et la chambre postérieure (voir figure 3.3).

3.1.3 Corps ciliaire

Le corps ciliaire est une petite protubérance située derrière l'iris. Elle contient des fibres musculaires lisses servant à modifier la courbure du cristallin, et des vaisseaux sanguins. C'est à cet endroit que sont rattachés les zonules de Zinn (voir cristallin). C'est le corps ciliaire qui produit l'humeur aqueuse.

3.1.4 Rétine

La rétine est composée de 10 couches de cellules et de nombreux vaisseaux sanguins. Elle est directement en contact avec le corps vitré. Ce sont les cellules photoréceptrices, les bâtonnets et les cônes, qui permettent la vision en transformant la lumière en influx nerveux transmis au cerveau via le nerf optique. L'œil humain contient plus de bâtonnets que de cônes (130 millions vs. 6-7 millions). Les cônes servent à percevoir la couleur et les bâtonnets l'intensité lumineuse.

La partie de la rétine formant une dépression et se situant sur l'axe optique se nomme la macula. C'est là que l'on retrouve la plus grande densité de cônes. Au centre de la macula se trouve la fovéa. C'est cette région qui donne la vision diurne la plus précise. Lorsque nous regardons un objet nous tournons les yeux (ou la tête) de façon à ce que l'image se forme sur cette partie de la rétine. Sur une photo de la rétine, on retrouve la macula, la tête du nerf optique, appelée papille, et les vaisseaux sanguins périphériques.

3.1.5 Nerf optique

Le nerf optique est chargé de conduire les influx nerveux de la rétine au cortex cérébral. La partie joignant la rétine se nomme la papille. Bien qu'il existe des écarts, un nerf optique normal contient approximativement 1 million d'axones qui partent de l'œil et traversent la lamina cibrosa. Ces axones, pénétrant le nerf optique, sont créés à partir de la convergence des fibres nerveuses de la rétine. Cette convergence crée une dépression circulaire dans la papille connue sous le nom d'excavation. Ce sont ces deux régions du nerf optique, la papille et l'excavation, que nous voulons quantifier.

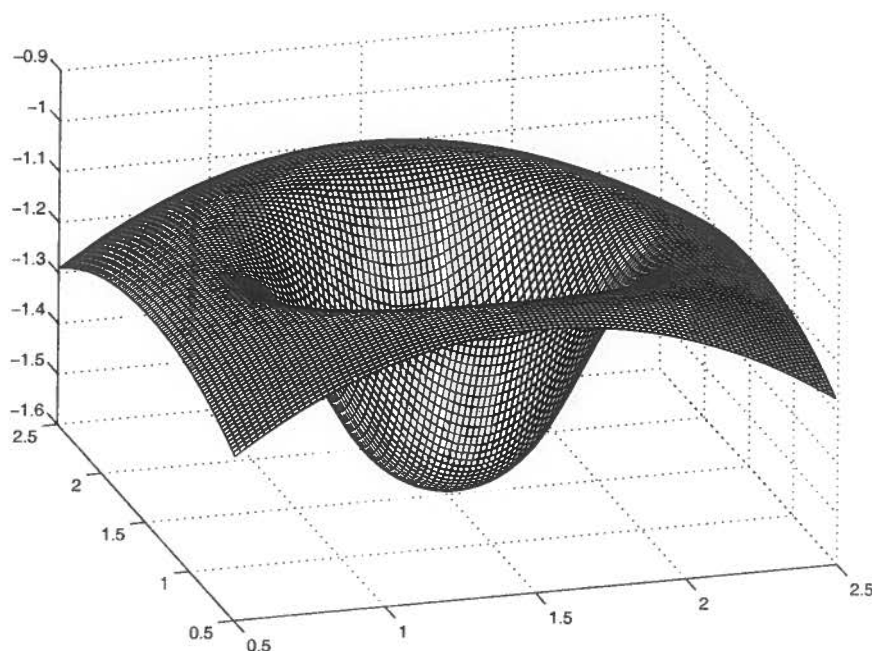


FIG. 3.2 – Topographie de la papille

La papille ne contient aucune cellule photoréceptrice (cônes ou bâtonnets) et ne peut percevoir d'image, créant la zone qui est appelée le «point aveugle» du champ visuel. Le nerf optique part de la rétine et rejoint le cerveau au chiasma optique, une structure en forme de X vers laquelle les deux nerfs optiques convergent. La moitié des fibres nerveuses de chaque œil continue jusqu'au cortex visuel sur le même côté du cerveau et l'autre moitié traverse le chiasma pour rejoindre la moitié de l'œil opposé et continue jusqu'au cortex visuel de ce côté, créant ainsi la vision binoculaire.

Bien que la majeure partie du nerf optique soit composée de fibres nerveuses de la rétine, le nerf optique sert également à transporter les influx nerveux vers et provenant de l'iris afin d'ajuster l'ouverture de celui-ci en réponse aux conditions lumineuses.

Structurellement, le nerf optique fait partie du système nerveux central plutôt que d'être un nerf périphérique.

3.1.6 Humeur aqueuse

L'humeur aqueuse est un liquide remplissant l'espace entre la cornée et le cristallin.

Elle a un rôle nourricier, réparateur et sert à maintenir la forme de la cornée en plus de régler la pression oculaire. Si la pression oculaire est trop grande, il y a une mauvaise irrigation sanguine du nerf optique.

Le parcours normal de l'humeur aqueuse est :

- du corps ciliaire à la chambre postérieure, petit espace inclus entre l'iris et le cristallin ;
- de la chambre postérieure à travers la pupille jusqu'à la chambre antérieure ;
- de la chambre antérieure à travers le trabéculum jusqu'au canal de Schlemm ;
- du canal de Schlemm jusque dans les vaisseaux sanguins (via des vaisseaux appelés vaisseaux aqueux).

Pour les individus de moins de 40 ans la pression normale est de 13-19 mm de Hg et chez les plus de 40 ans elle se situe à 16-23 mm de Hg. Cette pression peut paraître petite par rapport à la pression atmosphérique (760 mm Hg), mais la rigidité de la sclérotique fait en sorte que l'œil ne s'effondre pas sur lui-même à cause de la pression extérieure.⁷

3.1.7 Cristallin

Si l'iris est le diaphragme de l'œil, le cristallin en est la lentille. Sa plasticité lui permet de modifier sa courbure pour permettre la mise au point afin d'obtenir une image nette quelle que soit la distance. Sa partie antérieure est en contact avec l'humeur aqueuse et sa partie postérieure avec le corps vitré. Il est maintenu en place par une série de fibres amarrées au corps ciliaire, les zonules de Zinn.

Avec l'âge le cristallin perd de son élasticité et cause la presbytie.

3.1.8 Corps vitré (ou humeur vitré)

Le corps vitré est semblable à l'humeur aqueuse mais, alors que ce dernier contient 75% d'eau, le corps vitré en contient environ 99%. Il est entouré d'une membrane appelée hyaloïde. Il compose environ 80% du volume de l'œil a pour fonction d'amortir les chocs et de maintenir la rétine bien en place.

3.2 Glaucome

Le glaucome est une maladie causée par une augmentation de pression à l'intérieur de l'œil résultant d'un blocage de la circulation de l'humeur aqueuse. Cette augmentation se produit dans la chambre postérieure à l'endroit où est produite l'humeur aqueuse par le corps ciliaire. La pression est transmise au corps vitré via le cristallin. L'augmentation de pression dans le corps vitré empêche la bonne circulation du sang dans les vaisseaux et par le fait même l'apport de tous les nutriments nécessaires à la rétine. Cette situation a pour conséquence l'atrophie des axones. On estime à 67 millions le nombre de personnes à travers le monde atteintes par cette maladie.

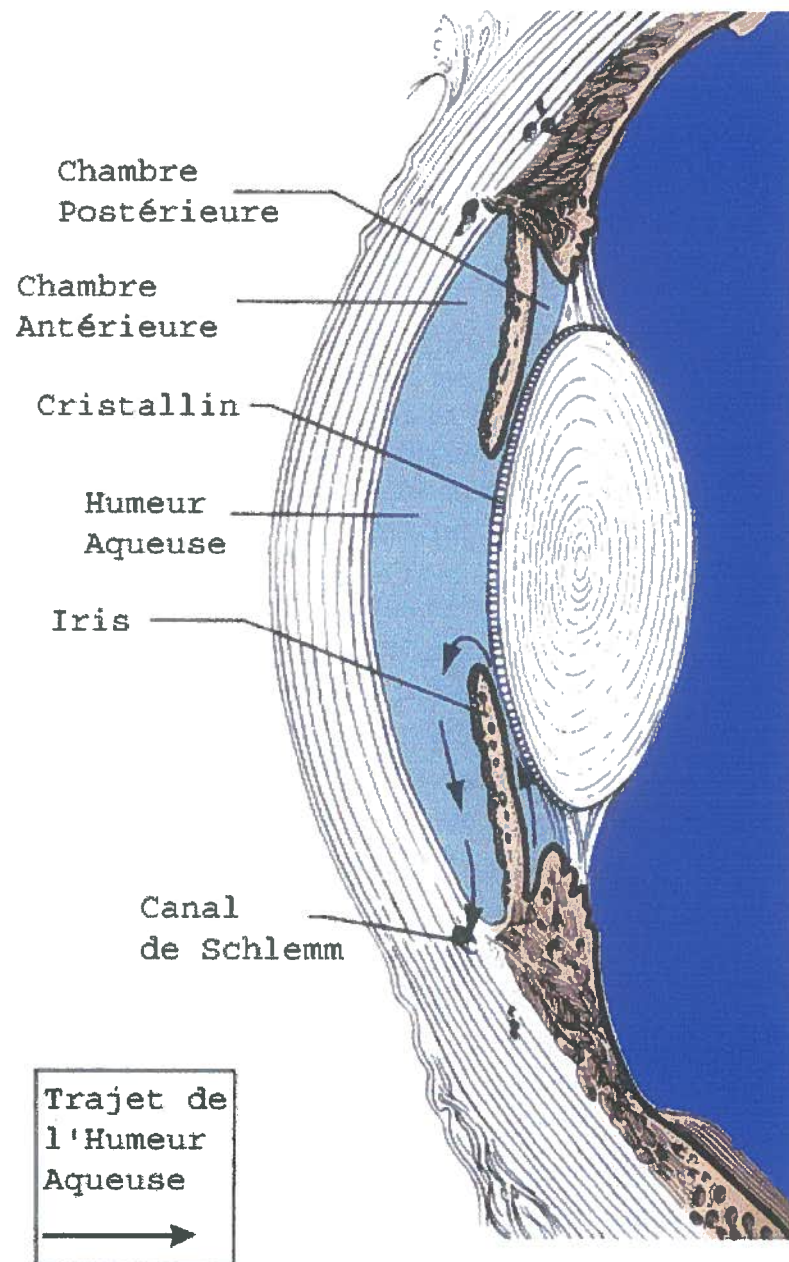


FIG. 3.3 Agrandissement de la région de la cornée.

3.2.1 Types de glaucome

Dépendamment de l'endroit où la circulation de l'humeur aqueuse est bloquée ou de l'âge de la personne atteinte, il est possible de classer le glaucome selon 3 types.

- 1- Le blocage peut avoir lieu dans les tissus poreux entre la chambre antérieure et le canal de Schlemm, dans le canal lui-même ou les vaisseaux aqueux. Ce blocage est continu et cause le glaucome chronique, aussi appelé glaucome à angle ouvert. Ce type de glaucome touche habituellement les deux yeux de la personne atteinte. Le glaucome à angle ouvert est le plus commun, 90% de tous les cas, des types de cette maladie. Il ne cause pas de symptômes avant un stade très avancé si bien qu'on estime qu'un sujet sur deux ignore qu'il est atteint [6, 11]. Il touche les deux yeux à la fois et s'aggrave progressivement, causant une altération irréversible du champ visuel pouvant mener jusqu'à la cécité. Les premiers symptômes sont la perte de la vision périphérique, la difficulté à effectuer des travaux minutieux, la vision de halos colorés autour de lumières et une mauvaise vision nocturne.
- 2- Si l'angle de la périphérie de la chambre antérieure est trop petit, c'est-à-dire si l'extrémité de l'iris est trop proche de la cornée, la pression exercée par l'apport d'humeur aqueuse à l'arrière de l'iris peut forcer celle-ci à frapper la cornée, bouchant ainsi l'accès au canal de Schlemm. Il y a alors présence du glaucome à angle fermé, qui se manifeste brusquement et avec des symptômes sans équivoques : œil rouge, baisse brusque de l'acuité visuelle, douleurs, maux de têtes allant même parfois jusqu'à la nausée et aux vomissements [11].
- 3- Le glaucome congénital regroupe les glaucomes survenant à la naissance, le glaucome infantile pendant l'enfance et le glaucome juvénile pendant l'adolescence. Il s'agit plutôt d'un type général de glaucome.

C'est le glaucome à angle ouvert que nous cherchons à prévenir. Puisqu'il n'y a pas de symptômes avant qu'il n'y ait de graves dégâts, une technique de détection précoce de la maladie, avant la déclaration des premiers symptômes, serait fort pertinente.

3.2.2 Grande variabilité morphologique du nerf optique

Comme la plupart des parties de l'anatomie du corps humain, la papille, qui forme la jonction entre le nerf optique et la rétine, n'a pas de dimensions fixes, que ce soit en mesure absolue ou en comparaison avec une autre partie de l'œil. Il n'y a même aucune relation entre la taille du sujet et la taille de la papille [26].

L'évaluation de la papille, de l'excavation et du rebord sont d'une importance primordiale dans l'étude du glaucome. La papille est l'ensemble du nerf optique visible sur la rétine. L'excavation est la dépression centrale dans la papille créée par les fibres nerveuses qui partent de la rétine et qui pénètrent le nerf optique. Le rebord est délimité à l'intérieur par les bords de l'excavation et à l'extérieur par la frontière entre la papille et la sclérose; il est formée par les fibres nerveuses.

Les dimensions d'après une étude menée sur 1322 sujets sains, de l'aire de la papille de l'être humain suivent une distribution normale avec un écart-type valant

16% la valeur moyenne. Des papilles normales peuvent avoir une aire plus de 4 fois supérieure à d'autres papilles elles aussi normales. Cette étude a de plus démontré que, chez un même sujet, l'aire de la papille est très semblable d'un œil à l'autre.

Plusieurs essais ont été tentés pour trouver une corrélation entre l'apparence de l'excavation et le diagnostic précoce d'un glaucome à angle ouvert. Cette méthode fut abandonnée au profit d'une autre pour deux raisons.

Tout d'abord, l'aire du rebord est assez constante d'un individu à l'autre, ce qui laisse croire que le même nombre d'axones est présent, quelle que soit la taille de la papille [30]. Le glaucome cause la destruction des axones, c'est-à-dire la destruction de ce tissu.

Ensuite, il existe une corrélation linéaire entre l'aire de l'excavation et l'aire de la papille. L'aire de la papille suit une distribution normale ce qui implique que l'aire de l'excavation suit également ce genre de distribution [2]. Un sujet sain pourrait avoir une excavation beaucoup plus large qu'un individu atteint du glaucome ayant déjà perdu des terminaisons dans le rebord.

C'est pour ces raisons que les spécialistes du glaucome n'utilisent pas l'aspect ou la mesure d'une partie de la papille. Ils se réfèrent au rapport entre l'aire de l'excavation et l'aire de la papille [2, 14]. C'est cette relation que nous avons cherché à calculer avec notre méthode. En ayant le rapport exact entre l'aire de l'excavation et l'aire de la papille à une date donnée, il serait possible de comparer cette valeur avec une mesure faite à une date ultérieure. Une augmentation du rapport impliquerait une augmentation de l'aire de l'excavation ce qui veut dire que le nombre d'axones diminue, d'où risque très élevé de glaucome. Le rapport entre l'aire du rebord et l'aire de la papille est aussi pertinent mais la corrélation est moins grande que celle utilisant l'aire de l'excavation [15, 16, 30].

Comme dans de nombreux domaines où des images médicales sont utilisées (mammographie, radiographie, résonnance magnétique) ce qui est intéressant, outre les données en elles-mêmes, c'est la comparaison des images prises à des intervalles de temps précis (secondes, minutes, jours ou années, selon l'organe osculé et la maladie recherchée). Il est important de noter que l'ophtalmoscopie et la tomographie s'avèrent surtout utiles pour constater une dégradation de la papille entre deux examens, même s'ils constituent les tests les plus efficaces pour le diagnostic du glaucome [24]. Contrairement au champ visuel ou à la pression oculaire, il n'existe pas de standard pour les proportions des diverses parties de la papille. Ceci est dû à la grande variance morphologique de cette partie du corps humain.

3.2.3 Diagnostic

Le glaucome à angle fermé, en raison de ses symptômes, est simple à diagnostiquer. Le glaucome à angle ouvert est par contre beaucoup plus difficile à identifier. Il existe plusieurs méthodes, utilisées seules ou en combinaison, pour détecter le glaucome avant qu'il n'ait atteint un stade avancé [5].

Tonométrie

La tonométrie mesure la pression oculaire. Divers instruments peuvent mesurer cette pression, dont un qui appuie un prisme sur la surface de l'œil (aplanation) et qui mesure la force nécessaire pour aplanir une région déterminée, ce qui exige l'application de gouttes anesthésiantes. Une autre façon de procéder est d'envoyer un jet d'air sur la cornée pour mesurer la déformation de celle-ci. Une lumière vive est dirigée sur l'œil et, lorsque l'air est projetée sur la cornée, des instruments mesurent le changement de l'intensité de la lumière réfléchie. C'est avec ce changement qu'il est possible de calculer la pression intra-oculaire. Cette technique est non-intrusive et ne nécessite pas d'anesthésie, bien qu'elle soit désagréable pour le patient.

Bien que 97,5% des individus sains aient une pression oculaire inférieure ou égale à 21 mm Hg, il est impossible d'affirmer qu'en-dessous de cette pression spécifique la papille ne court aucun risque. De plus, un petit groupe de patients subissent des dommages à la papille avec une pression oculaire inférieure à 20 mm Hg[27]. C'est pour cette raison que la tonométrie à elle seule ne pourrait permettre le diagnostic du glaucome.

Test du champ visuel

Un des premiers symptômes du glaucome est la perte de la vision périphérique. Un des tests permettant la détection est donc un examen du champ visuel pour mesurer les zones conservées et les zones perdues (scotomes) du champ visuel.

Ophthalmoscopie

En utilisant un ophtalmoscope (cf. section 4.2.1, le spécialiste de l'œil peut regarder directement le nerf optique à travers la pupille. Sa couleur et son apparence peuvent indiquer s'il a été endommagé par le glaucome. Il est également possible de faire ces observations à l'aide d'une photo de la rétine.

Tomographie

Cette technique consiste à reconstruire la topographie de la papille à l'aide d'un microscope à laser confocal (cf. section 4.2.2). Plus la maladie s'aggrave, plus la papille tend à se creuser à l'intérieur de la rétine [25].

3.2.4 Traitement

À ce jour il n'existe aucun remède pour le glaucome, mais il peut être contrôlé. C'est pourquoi la communauté médicale met beaucoup l'accent sur la prévention et le diagnostic précoce. Cette maladie affectant surtout les gens de plus de 45 ans, il est important d'effectuer des tests oculaires sur une base régulière à partir de cet âge afin de diagnostiquer la maladie avant que les symptômes n'apparaissent, ce qui ne peut se faire qu'avec une détection préventive.

Médicaments

Les traitements du glaucome ont pour but de faire baisser la pression oculaire à une valeur cible : cette pression est déterminée par l'ophtalmologiste et varie d'une personne à l'autre. C'est à cette pression que la papille ne subira plus de dommages. La médication se retrouve sous la forme de comprimés ou de gouttes appliquées sur la cornée (collyre). Ils aident à abaisser la pression oculaire, soit en diminuant la production d'humeur aqueuse (Betagan), soit en augmentant la vitesse d'évacuation (Xanathan). On distingue deux classes de médicaments diminuant la production d'humeur aqueuse : les β -bloquants et les inhibiteurs de l'anhydrase carbonique. Les médicaments favorisant l'écoulement de l'humeur aqueuse se nomment les myotiques, car il provoquent la myose de l'iris. Les myotiques peuvent être prescrits de concert avec un β -bloquant. Les médicaments doivent être pris sur une base régulière et sans interruption. Les doses ont des effets très courts ; ils doivent être pris 2 fois par jour et de façon continue. Les chercheurs de l'industrie pharmaceutique tentent de mettre au point un médicament à effet prolongé.

Chirurgie au Laser

La chirurgie au laser aide à évacuer l'humeur aqueuse de l'œil. Bien que l'ophtalmologiste puisse suggérer une chirurgie au laser à n'importe quel moment de l'affection, elle est souvent faite après l'échec d'un traitement médicamenteux. Dans plusieurs cas, le patient sera obligé de continuer à prendre des médicaments même après la chirurgie au laser.

L'opération consiste à faire avec le laser de 50 à 100 brûlures à distances égales dans le canal de Schlemm. Les cellules détruites sont remplacées par de jeunes cellules davantage capable de filtrer l'humeur aqueuse ou d'éliminer les résidus de pigments.

Chirurgie traditionnelle

Le but de la chirurgie traditionnelle de l'œil est de créer un nouveau canal afin d'évacuer l'humeur aqueuse. Ce type de chirurgie est normalement utilisé lorsque les médicaments et la chirurgie au laser ont échoué à contrôler la pression oculaire.

Il est important de noter que si les différents traitements peuvent sauvegarder la vision du patient, ils ne peuvent l'améliorer. La vision peut même être moins bonne après l'intervention qu'elle ne l'était avant.

3.2.5 Étapes dans la dégénération de la papille

L'hypertension oculaire a comme conséquence de comprimer les vaisseaux sanguins situés sur la rétine, empêchant les nutriments de nourrir les tissus. Les fibres nerveuses se rejoignant à la papille sont détruites, ce qui agrandit l'excavation à l'intérieur du nerf optique.

La forme « normale » du nerf optique sain à la surface de la rétine est illustrée sur la figure 3.2.

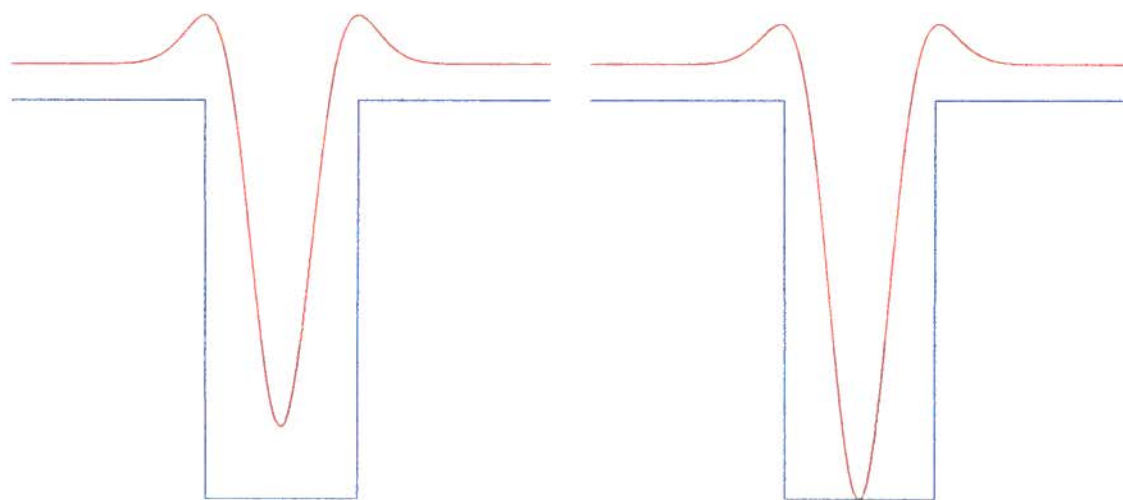


FIG. 3.4 Excavation d'un nerf optique sain FIG. 3.5 Appronfondissement de l'excavation.

Le premier dommage survenant après l'approfondissement de l'excavation du nerf optique est représenté par les figures 3.4 et 3.5. Il consiste à la destruction des fibres nerveuses le long de l'axe vertical de la papille. L'excavation se creuse plus profondément jusqu'à un endroit nommé la lamina. Ensuite, l'érosion se poursuit dans le plan de la rétine, d'abord verticalement puis du côté nasal et ensuite du côté temporal. Ce sont les étapes de la dégénérescence, principalement l'agrandissement de l'excavation de la papille, qu'il nous faut quantifier à l'aide des images de rétine si nous voulons diagnostiquer le glaucome.

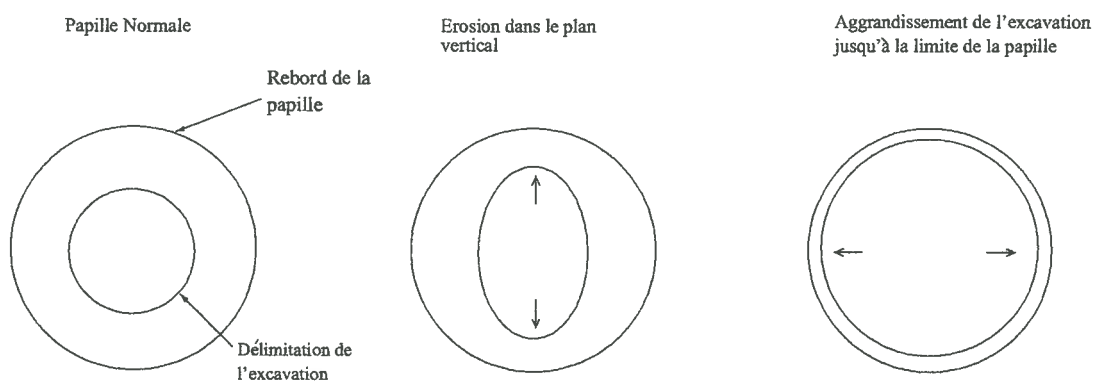


FIG. 3.6 – Représentation des étapes dans la dégénérescence de la papille

Chapitre 4

Méthode pour établir la correspondance entre 2 images

4.1 Problème inverse

Nous voulons obtenir de l'information sur la topographie de la papille de manière simple et peu coûteuse. Il est possible et relativement facile de photographier la rétine, incluant la papille. En utilisant ces images 2D nous pourrions déduire des informations sur la structure tridimensionnelle de la papille. Il s'agit alors de prendre des données observées, les images, et de trouver quelle est la forme de la cible tridimensionnelle qui a servi pour produire ces images bidimensionnelles.

La résolution d'un problème inverse nécessite le calcul de causes inconnues en se basant sur l'observations d'effets de ces causes. Par opposition, la résolution du problème direct consiste à déterminer les effets en ayant une connaissance complète de la cause.

Prenons un exemple pour illustrer la différence. En mécanique classique, la trajectoire d'une particule dans un champ gravitationnel dépend totalement de la position et de la vitesse initiales de la particule. La description physique du phénomène ($F=mg$) et les conditions initiales correspondantes, (la position et la vitesse) constituent les causes du mouvement. Si les causes sont complètement connues, la trajectoire correspondante peut être calculée. Cette trajectoire est l'effet de ces causes. Nous sommes donc dans le cas d'un problème direct.

Décrivons maintenant un problème inverse. Supposons que nous connaissons la masse de la particule et la force du champ gravitationnel dans lequel elle se trouve. Par des mesures, nous avons également la position et/ou la vitesse de la particule à plusieurs moments. Un problème inverse peut être formulé par la question : Est-ce que la position et la vitesse initiales peuvent être calculées ?

Les problèmes inverses sont beaucoup plus difficiles à résoudre que les problèmes directs. Ils interviennent dans de nombreux champs d'application :

- géophysique ;
- reconstruction en imagerie (MEG, TEP, IRM) ;
- restauration de signaux ;

- assimilation de données pour les modèles physiques décrivant les écoulements atmosphériques ou océaniques ;
- mathématiques financières.

Nous utiliserons le flot optique (expliqué à la section 4.1.1) comme correspondance entre 2 images 2D. Nous verrons que le flot optique a la caractéristique d'être, puisque c'est une solution pour la résolution d'un problème inverse, mal posé. Par définition, un problème est bien posé lorsque sa solution

- i) existe ;
- ii) est unique ;
- iii) dépend continuellement des données d'entrée.

Si la solution d'un problème ne satisfait pas un des éléments de cette liste, on dit que le problème est mal posé.

Pour remplir ces conditions il faut incorporer, outre le modèle physique considéré, des informations *a priori* ou des critères de choix, l'idée générale étant de créer des procédures d'inversion qui, grâce à l'exploitation d'informations supplémentaires, sont moins sensibles aux incertitudes sur les données expérimentales.

Nous décrivons d'abord ce qu'est la correspondance géométrique entre 2 images puis nous définissons mathématiquement le flot optique ainsi que l'algorithme d'interpolation utilisé. Finalement nous décrivons l'interprétation que nous faisons du flot optique pour obtenir de l'information sur la topographie de la papille.

4.1.1 Correspondance géométrique dans une paire d'images

L'estimation de la correspondance entre 2 images joue un rôle important dans un grand nombre d'applications : codage vidéo, génération d'images selon un autre point de vue, calibration de caméra et construction d'objet tridimensionnel à partir d'images stéréo. Dans le cas présent, nous cherchons un lien entre la correspondance (flot optique) et la topographie relative de la cible, c'est-à-dire la forme tridimensionnelle de la papille. Nous entendons par topologie relative la connaissance de la position (plus haut ou plus bas) d'un pixel (i_1, j_1) par rapport à un autre pixel (i_2, j_2) et non de la position exacte (en μm par exemple) de ce pixel dans l'espace [1].

Si la luminance I d'un point P_a de l'image A et d'un point P_b de l'image B (figure 4.1) ont été définis par le même point de la scène (ce que l'on retrouve sur l'image), on dit que P_a et P_b se correspondent. En raison de la transparence de l'objet, du changement de la position du point focal dans l'espace d'une image à l'autre et des effets de quantification dans le cas d'images numériques, la luminance d'un point sur une image peut correspondre à plusieurs points sur l'autre image. La réciproque est également vraie, ce qui donne naissance à une correspondance multiple (cf. figure 4.6). Ce fait revêtira une importance capitale lorsque viendra le temps de trouver la correspondance en utilisant un algorithme. L'ensemble des déplacements basés sur l'intensité lumineuse reliant les points d'une image à une autre, se nomme le flot optique. Pour chaque pixel (x, y) de notre image de départ correspond un vecteur 2D $(u(x, y), v(x, y))$ qui indique le déplacement à faire à partir des coordonnées (x, y)

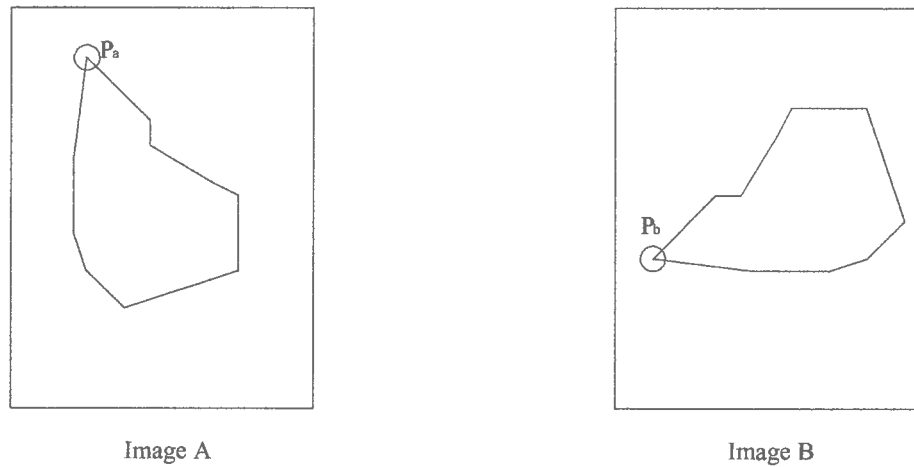
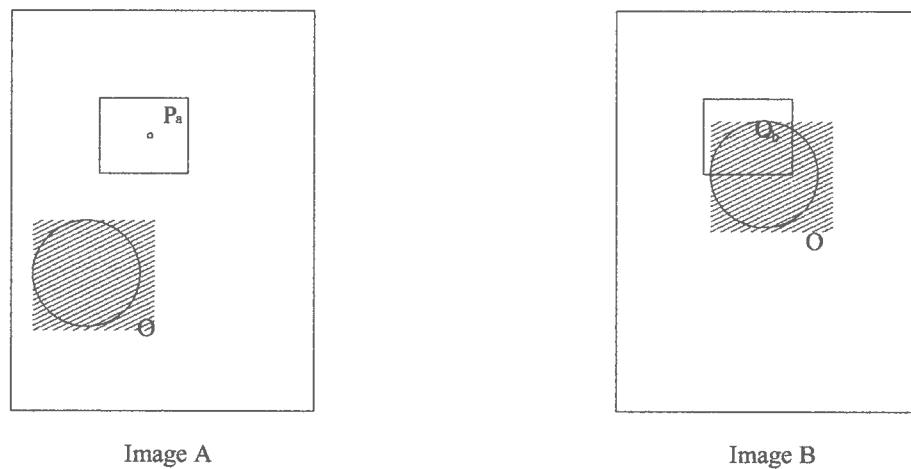


FIG. 4.1 Point d'une scène représenté sur deux images

dans la deuxième image pour retrouver le même point. Bien que les deux images soient numériques, il est possible que le vecteur de déplacement soit composé de valeurs non-entières si on utilise une interpolation [21].

Les objets opaques se déplaçant les uns devant les autres causent ce qu'on appelle des occlusions dans l'image. Il est possible qu'un point P_a visible dans l'image A se retrouve derrière un objet O , visible par le point O_b , sur l'image B (figure 4.2). On dit alors que le point P_a est un point d'occlusion.

FIG. 4.2 Le point P_A de l'image A est un point d'occlusion puisqu'il est derrière le point O_B dans l'image B .

Il existe 2 manières d'obtenir des paires d'images pouvant être utilisées afin d'estimer leur correspondance : les paires d'images spatiales et les paires d'images temporelles.

Paires d'images spatiales Les paires d'images spatiales sont obtenues en enregistrant simultanément la même scène avec deux caméras à des positions différentes (figure 4.3).

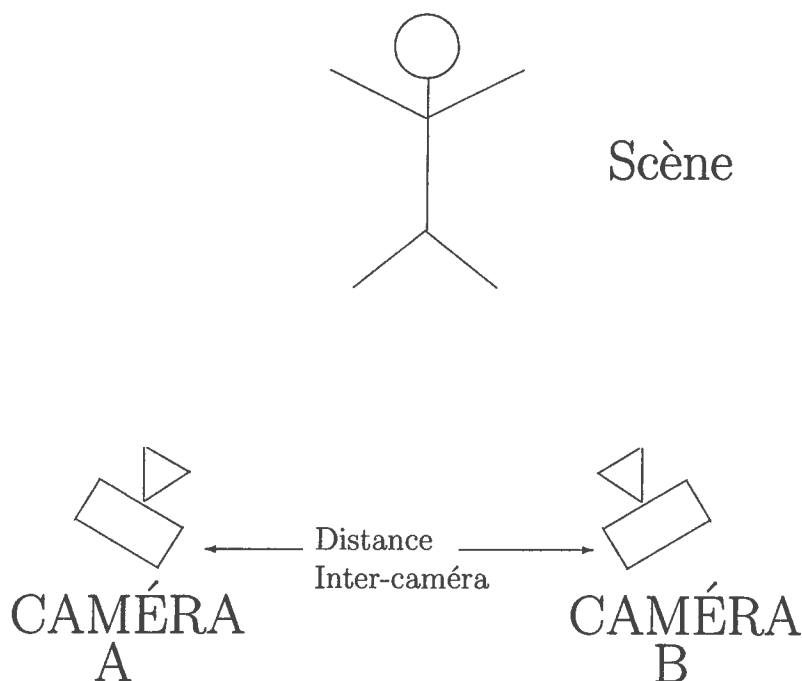


FIG. 4.3 – Scène vue par deux caméras au même moment.

C'est cette correspondance que nous établissons en nous basant sur l'intensité des pixels des images. Même si les photos de rétine ne sont pas prises simultanément mais à quelques secondes d'intervalles, nous pouvons considérer que la rétine n'a pas changé d'état. En effet, les changements physiques de la papille se produisent sur des mois et non des secondes, voire des jours. La rétine est donc la même d'une image à l'autre, mais sous des points de vues différents.

La reconstruction 3D d'un objet est effectuée en triangulant les points d'une image à l'autre. Cette triangulation requiert la connaissance des paramètres des caméras : positions relatives, orientation, etc. Plus la distance entre les caméras est grande, plus la triangulation est précise. Mais une grande distance entre deux prises de vue est également d'une grande difficulté pour les algorithmes d'estimation de disparité, notamment à cause des points d'occlusion.

Paires d'images temporelles Les paires d'images temporelles sont obtenues en enregistrant une scène par une seule caméra qui prend deux images à deux instants différents, t_1 et t_2 (figure 4.4). La correspondance est reliée au mouvement des objets dans l'image.

La correspondance entre les images est dès lors nommée estimation de mouvement.

Pour les scènes avec des objets rigides, les images temporelles et spatiales peuvent être interverties. Les régions dans la paire temporelle qui proviennent d'un objet peuvent être reconstruites en plaçant deux caméras virtuelles A' et B' aux positions

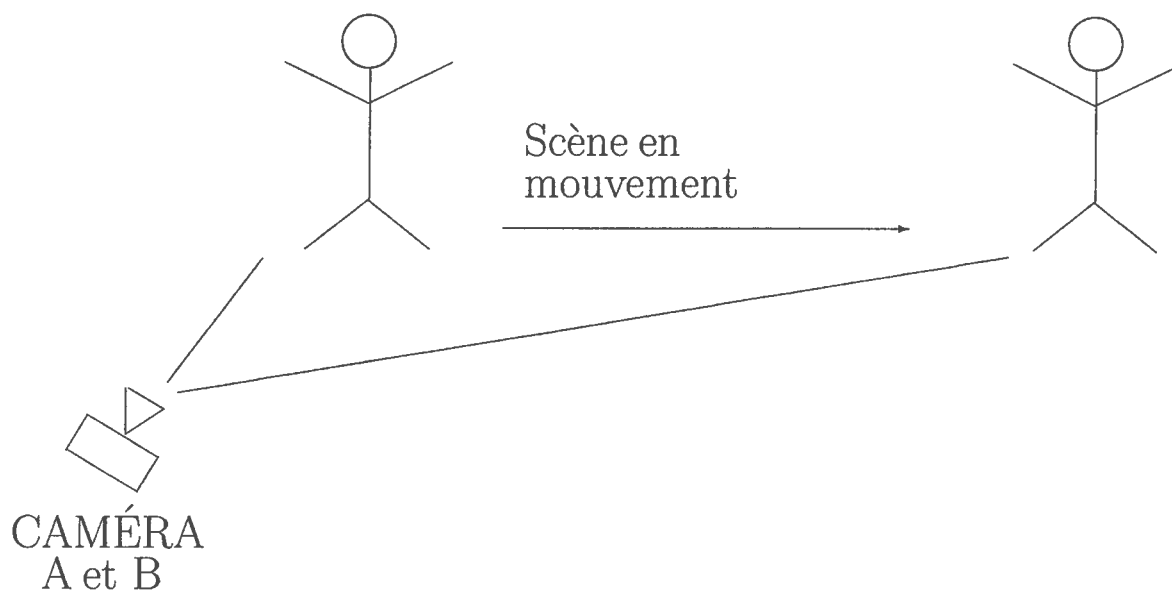


FIG. 4.4 – Scène vue par une même caméra à des instants différents.

appropriées autour du dit objet (figure 4.5). La différence dans la position et l'orientation des caméras virtuelles A' et B' sont reliées, respectivement, à la translation et à la rotation de l'objet. Si la scène consiste en un seul objet, la paire temporelle et la paire spatiale sont les mêmes. Cette affirmation est utilisée dans la reconstruction de structure à l'aide du mouvement [20].

Il y a par contre une limite à l'analogie : les caméras virtuelles ne peuvent être calibrées. Il faut donc recourir à des techniques d'auto-étalonnage se basant sur la correspondance.

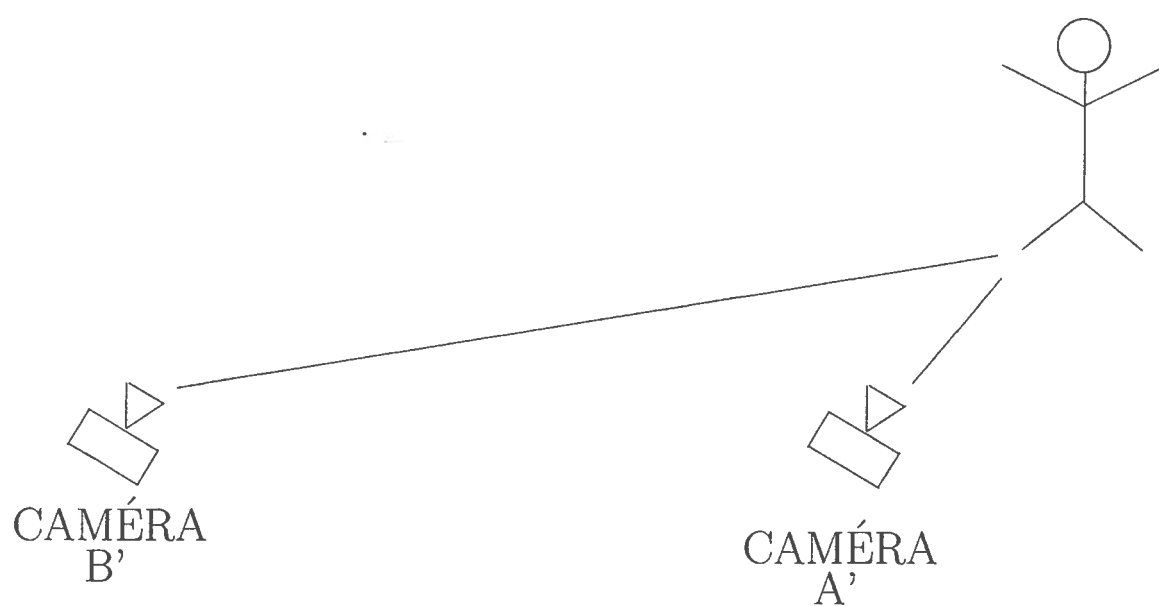


FIG. 4.5 – Transformation d'une paire d'images temporelle en paire d'images spatiales grâce à l'utilisation de caméras virtuelles.

Calcul du flot optique

La technique du flot optique sert à trouver la correspondance d'une paire d'images spatiale. Cette correspondance s'exprimera sous la forme suivante : pour chaque partie ou pixel de l'image A correspondra un vecteur qui indiquera où on peut retrouver cette même partie dans l'image B . Ainsi, on aura un vecteur à deux dimensions pour chaque pixel de l'image. C'est cet ensemble de vecteurs qui sera notre flot optique.

Pour trouver la correspondance, il faut tout d'abord faire en sorte que le problème soit bien posé. Le flot optique utilise à cette fin deux fonctions qui régularisent la solution et qu'il faut minimiser :

$$P(u, v) + D(u, v) \quad (4.1.1)$$

La première fonction P est une fonction pénalisante, elle s'assure que la solution effectue bien la correspondance entre les deux images. La deuxième fonction D force la solution à se conformer à une condition que l'on suppose vraie dans chaque flot optique, à savoir que le déplacement des objets s'effectue de façon continue d'une image à l'autre. C'est cette condition qui fait que le problème devient un problème bien posé.

Première fonction Si nous avons deux images $I_1(x, y)$ et $I_2(x, y)$ prises de deux points de vue différents, nous cherchons deux fonctions $u(x, y)$ et $v(x, y)$ qui feraient en sorte que :

$$I_1(x + u(x, y), y + v(x, y)) = I_2(x, y) \quad (4.1.2)$$

où $x \in [0, M]$, $y \in [0, N]$ et $I_1, I_2, u, v : \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$. Nous considérerons les images comme étant continues, ce qui se fait en utilisant l'interpolation décrite à la section 4.1.2. Les fonctions u et v représentent respectivement les déplacements horizontaux et verticaux des pixels dans l'image. Ce sont ces fonctions qui forment le flot optique. La fonction pénalisante $P(u, v)$ est donnée par l'écart quadratique suivant :

$$P(u, v) = \int_0^M \int_0^N [I_1(x + u(x, y), y + v(x, y)) - I_2(x, y)]^2 dx dy \quad (4.1.3)$$

Deuxième fonction Pour la deuxième fonction, il faut trouver une manière de calculer la régularité des fonctions u et v . En effet, la détermination du point correspondant d'une image à l'autre est un problème mal posé puisqu'il existe plus d'une solution. Ceci peut être dû, entre autres, à l'échantillonnage sur la grille de l'image qui fait en sorte qu'un point de la scène peut être représenté par un pixel dans une image et par deux pixels dans l'autre (figure 4.6). Comment choisir l'un des deux pixels pour correspondre au premier ? Cette situation peut aussi survenir parce qu'un pixel, tout en ne représentant pas le même point physique de la scène, ait la même valeur qu'un autre (figure 4.6). N'oublions pas que les pixels des images prennent des valeurs entre 0 et 255, ce qui fait que cette situation arrive assurément à partir du moment où il y a plus de 256 pixels. Il faut donc imposer des contraintes à la solution. Ceci se fait en

utilisant des informations *a priori* sur la solution du problème ; dans notre cas, nous forçons les champs de vecteurs formant le flot optique à être le plus lisse possible.

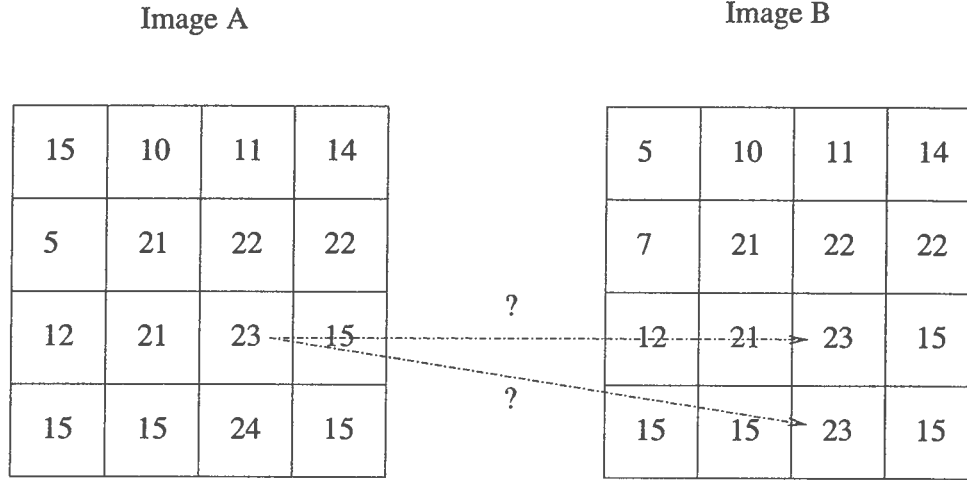


FIG. 4.6 – Exemple de correspondance ambiguë.

Les dérivées des fonctions u et v devraient par conséquent être petites, ce qui peut se traduire mathématiquement par la somme des dérivées premières de tout le champ, ou :

$$D(u, v) = \lambda \int_0^M \int_0^N [(u_x^2 + u_y^2) + (v_x^2 + v_y^2)] dx dy \quad (4.1.4)$$

où λ est un paramètre libre permettant de donner un poids relatif à (4.1.4) par rapport à (4.1.3). Il s'agit alors de trouver une solution qui minimise (4.1.1). Écrivons la somme de telle sorte qu'on puisse trouver des équations à résoudre grâce aux équations d'Euler-Lagrange.

La somme des conditions peut s'écrire comme :

$$\begin{aligned} P(u, v) + D(u, v) &= \int_0^M \int_0^N F(u, v, u_x, u_y, v_x, v_y) dx dy, \\ F(u, v, u_x, u_y, v_x, v_y) &= [I_1(x + u(x, y), y + v(x, y)) - I_2(x, y)]^2 \\ &\quad + \lambda [(u_x^2 + u_y^2) + (v_x^2 + v_y^2)]. \end{aligned} \quad (4.1.5)$$

Les équations d'Euler-Lagrange appliquées à la fonctionnelle F donnent les relations

$$F_u - \frac{\partial F_{u_x}}{\partial x} - \frac{\partial F_{u_y}}{\partial y} = 0 \quad (4.1.6)$$

$$F_v - \frac{\partial F_{v_x}}{\partial x} - \frac{\partial F_{v_y}}{\partial y} = 0 \quad (4.1.7)$$

Ce problème a d'ailleurs donné lieu à des solutions directement inspirées des changements de phase en mécanique des fluides [3, 28]. Calculons explicitement les différents termes de l'équation (4.1.6) pour u ; les termes pour v seront ensuite déduits par symétrie des équations.

$$F_u = 2 [I_1(x + u(x, y), y + v(x, y)) - I_2(x, y)] \frac{\partial}{\partial x} I_1(x + u(x, y), y + v(x, y)),$$

$$\frac{\partial F_{ux}}{\partial x} = \frac{2\partial \lambda u_x}{\partial x} = 2\lambda u_{xx},$$

$$\frac{\partial F_{uy}}{\partial y} = \frac{2\partial \lambda u_y}{\partial y} = 2\lambda u_{yy},$$

$$F_u - \frac{\partial F_{ux}}{\partial x} - \frac{\partial F_{uy}}{\partial y} = F_u - 2\lambda \nabla^2 u = 0, \quad (4.1.8)$$

$$\Rightarrow F_u = 2\lambda \nabla^2 u.$$

De même, on peut également calculer :

$$F_v = 2\lambda \nabla^2 v. \quad (4.1.9)$$

Trouvons les expressions représentant $\nabla^2 u$ et $\nabla^2 v$ dans le cas discret. Pour un pixel de l'image ayant comme coordonnées (i, j) (les effets de bords sont négligés) :

$$\begin{aligned} \frac{\partial u_{i,j}}{\partial x} &= u_{i+1/2,j} - u_{i-1/2,j}, \\ \frac{\partial^2 u_{i,j}}{\partial x^2} &= u_{i+1,j} - u_{i,j} + u_{i-1,j} - u_{i,j} = -2u_{i,j} + u_{i+1,j} + u_{i-1,j}, \\ \frac{\partial^2 u_{i,j}}{\partial y^2} &= -2u_{i,j} + u_{i,j+1} + u_{i,j-1}, \end{aligned}$$

$$\Rightarrow \nabla^2 u = 4(u_{i,j}^* - u_{i,j}) \quad (4.1.10)$$

où on peut considérer $u_{i,j}^*$ comme la moyenne locale autour du pixel (i, j) sans compter le pixel lui-même. En termes mathématiques :

$$u_{i,j}^* = \frac{u_{i+1,j} + u_{i-1,j} + u_{i,j+1} + u_{i,j-1}}{4} \quad (4.1.11)$$

En utilisant le même développement et la même notation :

$$\nabla^2 v = 4(v_{i,j}^* - v_{i,j}) \quad (4.1.12)$$

En remplaçant (4.1.10) et (4.1.12) dans (4.1.8) et (4.1.9) et en écrivant les variables u et v sous forme vectorielle, on obtient :

$$\nabla_{(u,v)} F = 8\lambda((u^*, v^*) - (u, v)) \quad (4.1.13)$$

Cette dernière équation peut être écrite de telle sorte qu'il soit possible de minimiser la fonction F par la technique de la descente de gradient. En effet, pour un pixel (i, j) donné, l'équation

$$(u, v) = (u^*, v^*) - \frac{\nabla_{(u,v)} F}{8\lambda} \quad (4.1.14)$$

correspond à la forme itérative de la recherche d'une solution

$$x_{k+1} = x_k + \alpha_k p_k \quad (4.1.15)$$

où $\alpha_k = 1/(4\lambda)$ et $p_k = -\nabla_{(u,v)} F$.

En résumé, la manière de trouver le champ de déplacement (u, v) pour l'ensemble des pixels est d'utiliser la technique de la descente du gradient jusqu'à ce que l'écart d'une itération à l'autre pour chaque pixel soit inférieur à un seuil précis.

La formule exacte que nous avons utilisée est, avec tous les indices n correspondant au nombre d'itérations :

$$(u_{(n+1)}(i, j), v_{(n+1)}(i, j)) = (u_{(n)}^*(i, j), v_{(n)}^*(i, j)) - \frac{\nabla_{(u,v)} F(u_{(n)}(i, j), v_{(n)}(i, j))}{8\lambda} \quad (4.1.16)$$

Cette solution converge quelles que soient les données initiales (u_0, v_0) qui sont utilisées pour l'estimation du flot optique. Nous avons fait des tests sur des images synthétiques, c'est-à-dire que la correspondance entre 2 images était connue de façon exacte, et nous en sommes arrivés à la conclusion qu'un nombre de 100 itérations avec une approche hiérarchique (voir section 4.1.3 de niveau 3 était suffisant pour rendre compte des différents déplacements entre les images.

La fonction de coût utilisée est la fonction quadratique, ce qui mène directement à la technique de la descente de gradient. Cette fonction de coût augmente son influence plus la différence entre deux valeurs de mouvements de pixels voisins augmente. L'influence d'une fonction est définie par la dérivée de la fonction de coût [31]. Puisque la dérivée de la fonction de coût est monotone croissante, ceci a pour effet d'interdire les discontinuités qui correspondraient à un grand écart entre les déplacements de deux pixels voisins. Par contre, une fonction de coût robuste a un champ d'influence limité car sa dérivée converge vers 0. Par exemple, la fonction quadratique tronquée (équation 4.1.17) influence seulement les valeurs qui sont inférieures à σ en valeur absolue. Si une descente de gradient est effectuée à partir d'une valeur supérieure à σ , la descente de gradient converge immédiatement vers cette même valeur puisque la pente est nulle localement.

$$QT_\sigma(x) = \begin{cases} x^2 & x < \sigma \\ \sigma^2 & x > \sigma \end{cases} \quad (4.1.17)$$

4.1.2 Interpolation

Un signal numérique est une série de nombres qui représentent des mesures à des intervalles de temps ou d'espace données. Les intervalles entre les mesures peuvent

être constants ou nons. Les algorithmes se servant utilisant des signaux numériques ont parfois besoin d'avoir comme paramètres connus les valeurs du signal entre les mesures ; il est alors possible de convoluer le signal et un noyau dit d'interpolation, puis d'estimer les valeurs du signal en dehors du domaine d'échantillonnage. La transformation d'un signal discret en un signal continu se nomme interpolation (figure 4.7).

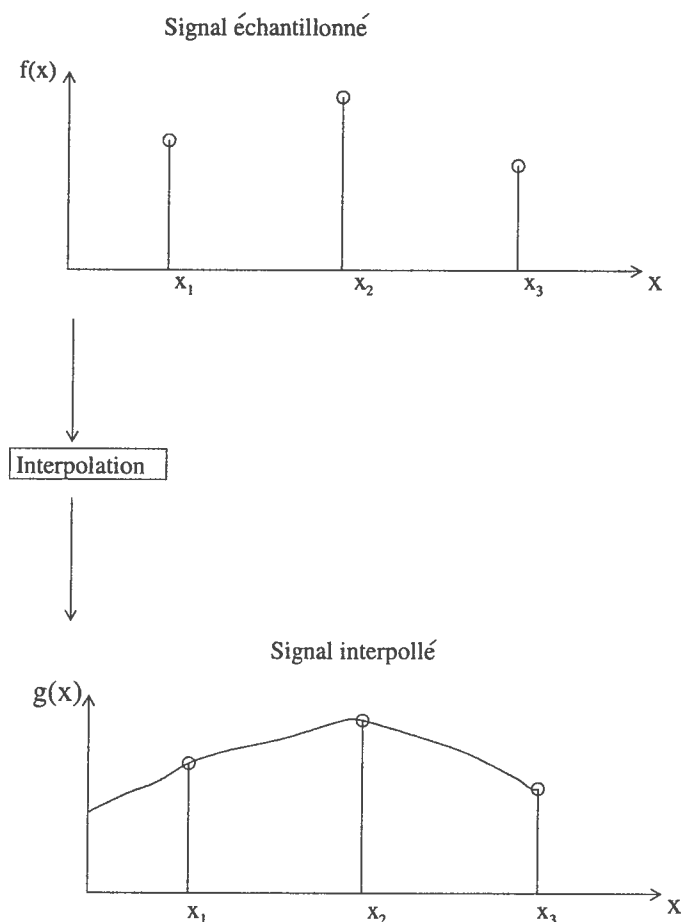


FIG. 4.7 – Signal numérique transformé en signal continue par l'utilisation d'une interpolation.

Comme nous cherchons à faire correspondre 2 signaux discrets bidimensionnels, c'est-à-dire 2 images, nous devons utiliser une interpolation pour arriver à nos fins puisqu'un point sur une image peut se situer entre deux valeurs échantillonnées sur l'autre image. Nous exposons ici l'interpolation bicubique de Keys [17] pour un signal 1D. La généralisation pour une image 2D est effectuée en faisant l'interpolation pour chacune des dimensions.

Concepts de base de l'interpolation

Soient un signal 1D échantillonné f , et g l'interpolation de ce signal. Il faut que $f(x_k) = g(x_k)$ pour chaque valeur connue x_k de l'échantillon. Si les valeurs d'échantillonnage sont situées à intervalle régulier, il est possible d'écrire la fonction g comme :

$$g(x) = \sum_k f(x_k) \mu\left(\frac{x - x_k}{h}\right) \quad (4.1.18)$$

où h représente la longueur de l'intervalle d'échantillonnage et μ le noyau d'interpolation.

L'interpolation (4.1.18) transforme la fonction échantillonnée f en signal continu par une convolution avec le noyau μ . Les propriétés du noyau influence fortement le comportement numérique de la fonction interpolée. L'algorithme de convolution cubique est dérivé d'une série de conditions imposées sur le noyau d'interpolation afin d'atteindre un niveau donné de précision en minimisant l'effort de calcul.

Noyau de convolution

Le noyau de convolution cubique de Keys est une composition de fonctions polynomiales de degré 3 définies sur les sous-intervalles $(-2, -1)$, $(-1, 0)$, $(0, 1)$ et $(1, 2)$. A l'extérieur de l'intervalle $(-2, 2)$ le noyau de convolution est égal à zéro. La conséquence de cette condition est qu'il suffit de connaître quatre valeurs de l'échantillon au voisinage de la valeur cible pour évaluer la fonction d'interpolation pour une valeur de x . De plus, le noyau d'interpolation doit être symétrique, c'est-à-dire que le noyau prend la forme

$$\mu(s) = \begin{cases} A_1|s|^3 + B_1|s|^2 + C_1|s| + D_1 & 0 < |s| < 1 \\ A_2|s|^3 + B_2|s|^2 + C_2|s| + D_2 & 1 < |s| < 2 \\ 0 & 2 < |s| \end{cases} \quad (4.1.19)$$

Puisque h est la distance entre deux échantillons (figure 4.8), nous en tirons la relation :

$$x_j - x_k = (j - k)h \quad \forall k, j \in \mathbb{N} \quad (4.1.20)$$

Si nous substituons x par x_j dans (4.1.18), cette équation devient

$$g(x_j) = \sum_k f(x_k) \mu(j - k) \quad (4.1.21)$$

Or, pour respecter la condition $f(x_j) = g(x_j)$, le noyau d'interpolation doit prendre les valeurs $\mu(0) = 1$ et $\mu(n) = 0$ pour n entier.

En plus de la condition précédente, le noyau de convolution et sa dérivée première doivent être continus. De ces conditions une série d'équations peut être déterminée à partir de (4.1.19).

La continuité de la fonction implique que :

$$\begin{aligned}
\mu(0) &= 1 = D_1, \\
\mu(1^-) &= A_1 + B_1 + C_1 + D_1 = 0, \\
\mu(1^+) &= A_2 + B_2 + C_2 + D_2 = 0, \\
\mu(2^-) &= 8A_2 + 4B_2 + 2C_2 + D_2 = 0.
\end{aligned} \tag{4.1.22}$$

La dérivée du noyau est

$$\mu'(s) = \begin{cases} 3A_1|s|^2 + 2B_1|s| + C_1 & 0 < |s| < 1 \\ 3A_2|s|^2 + 2B_2|s| + C_2 & 1 < |s| < 2 \\ 0 & 2 < |s| \end{cases} \tag{4.1.23}$$

et la continuité de la dérivée implique

$$\begin{aligned}
\mu'(0^+) &= C_1, \\
\mu'(0^-) &= -C_1, \\
\mu'(1^-) &= 3A_1 + 2B_1 + C_1, \\
\mu'(1^+) &= 3A_2 + 2B_2 + C_2, \\
\mu'(2^-) &= 12A_2 + 4B_2 + C_2, \\
\mu'(2^+) &= 0.
\end{aligned} \tag{4.1.24}$$

Avec ces conditions, nous disposons de 7 équations et de 8 inconnues. Nous fixons une des inconnues, A_2 , de telle sorte que g donne une très bonne approximation de f . Supposons que f ait plusieurs dérivées continues, il est alors possible de développer f en série de Taylor autour du point x considéré. L'idée est de fixer A_2 de telle sorte que la série de Taylor et l'interpolation soient identiques pour le plus grand nombre de termes possibles. Posons $A_2 = a$ et réexprimons les autres variables en fonction de a :

$$\begin{aligned}
A_1 &= 2 + a, \\
B_1 &= -3 - a, \\
C_1 &= 0, \\
D_1 &= 1, \\
A_2 &= a, \\
B_2 &= -5a, \\
C_2 &= 8a, \\
D_2 &= -4a.
\end{aligned} \tag{4.1.25}$$

Ainsi (4.1.19) devient

$$\mu(s) = \begin{cases} (2+a)|s|^3 - (3+a)|s|^2 + 1 & 0 < |s| < 1 \\ a|s|^3 - 5a|s|^2 + 8a|s| - 4a & 1 < |s| < 2 \\ 0 & 2 < |s| \end{cases} \tag{4.1.26}$$

Prenons un point x tel que nous désirons connaître la valeur de $g(x)$. Ce point, s'il n'est pas une valeur de l'échantillon, se trouvera nécessairement entre deux valeurs connues, nommons-les x_j et x_{j+1} .

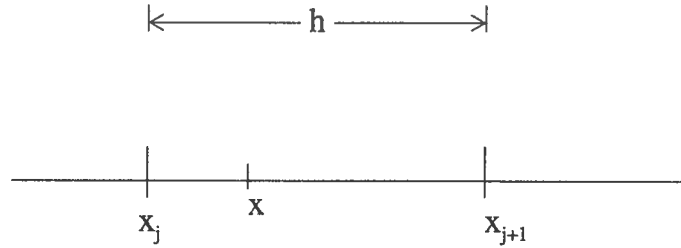


FIG. 4.8 – Position de x par rapport aux valeurs d'échantillon les plus près.

Posons $s = (x - x_j)/h$, ce qui implique que $0 < s < 1$.
Or, en utilisant l'égalité de l'équation 4.1.20 :

$$\frac{x - x_k}{h} = \frac{x - x_j + x_j - x_k}{h} = \frac{x - x_j}{h} + \frac{(x_j - x_k)}{h} = s + j - k \quad (4.1.27)$$

Avec cette égalité, il est possible d'écrire (4.1.18) comme

$$g(x) = \sum_k f(x_k) \mu(s + j - k) \quad (4.1.28)$$

Nous savons que $\mu(s)$ est nul hors de l'intervalle $(-2, 2)$, on peut écrire explicitement la somme de (4.1.28)

$$g(x) = f(x_{j-1})\mu(s + 1) + f(x_j)\mu(s) + f(x_{j+1})\mu(s - 1) + f(x_{j+2})\mu(s - 2) \quad (4.1.29)$$

De (4.1.26) et puisque $0 < s < 1$, il s'ensuit que

$$\begin{aligned} \mu(s + 1) &= as^3 - 2as^2 + as, \\ \mu(s) &= (a + 2)s^3 - (a + 3)s^2 + 1, \\ \mu(s - 1) &= -(a + 2)s^3 + (2a + 3)s^2 - as, \\ \mu(s - 2) &= -as^3 + as^2. \end{aligned} \quad (4.1.30)$$

Substituons les relations (4.1.30) dans (4.1.29) et rassemblons les termes selon la puissance de s .

$$\begin{aligned} g(x) &= [a(f(x_{j+2}) - f(x_{j-1})) + (a + 2)(f(x_{j+1}) - f(x_j))] s^3 \\ &\quad + [2a(f(x_{j+1}) - f(x_{j-1})) + 3(f(x_{j+1}) - f(x_j)) \\ &\quad + a(f(x_{j+2}) - f(x_j))] s^2 \\ &\quad - a(f(x_{j+1}) - f(x_{j-1}))s + f(x_j) \end{aligned} \quad (4.1.31)$$

Si f admet trois dérivées continues dans l'intervalle $[x_{j-1}, x_{j+2}]$ alors selon le théorème de Taylor :

$$\begin{aligned}
f(x_{j+1}) &= f(x_j + h) = f(x_j) + f'(x_j)h + \frac{h^2}{2}f''(x_j) + O(h^3), \\
f(x_{j+2}) &= f(x_j + 2h) = f(x_j) + 2f'(x_j)h + \frac{(2h)^2}{2}f''(x_j) + O(h^3), \\
f(x_{j-1}) &= f(x_j - h) = f(x_j) - f'(x_j)h + \frac{h^2}{2}f''(x_j) + O(h^3).
\end{aligned} \tag{4.1.32}$$

Substituons les précédentes relations dans (4.1.31) :

$$\begin{aligned}
g(x) &= -(2a + 1) \left[2hf'(x_j) + h^2f''(x_j) \right] s^3 \\
&\quad + \left[(6a + 3)hf'(x_j) + (4a + 3)h^2f''(x_j)/2 \right] s^2 \\
&\quad - 2ahf'(x_j)s + f(x_j) + O(h^3)
\end{aligned} \tag{4.1.33}$$

Or par la définition de s ,

$$sh = x - x_j \Rightarrow f(x) = f(x_j + sh) = f(x_j) + shf'(x_j) + \frac{s^2h^2}{2}f''(x_j) + O(h^3) \tag{4.1.34}$$

En soustrayant (4.1.33) de (4.1.34) :

$$\begin{aligned}
f(x) - g(x) &= (2a + 1) \left[2hf'(x_j) + h^2f''(x_j) \right] s^3 \\
&\quad - (2a + 1) \left[3hf'(x_j) + h^2f''(x_j) \right] s^2 \\
&\quad + (2a + 1)shf'(x_j) + O(h^3)
\end{aligned} \tag{4.1.35}$$

A la lumière de l'équation précédente, on constate que pour que la fonction d'interpolation g soit aussi près que possible de f , a doit prendre la valeur $-1/2$. De cette façon, la différence entre la fonction interpolée et la fonction échantillonnée sera de l'ordre de $O(h^3)$.

Finalement, si on remplace $a = -1/2$ dans (4.1.25), le noyau d'interpolation dans le cas étudié prend la forme suivante :

$$\mu(s) = \begin{cases} 3/2|s|^3 - 5/2|s|^2 + 1 & 0 < |s| < 1 \\ -1/2|s|^3 + 5/2|s|^2 - 4|s| + 2 & 1 < |s| < 2 \\ 0 & 2 < |s| \end{cases} \tag{4.1.36}$$

Le graphique du noyau d'interpolation μ est illustré à gauche en a) de la figure 4.9. On retrouve sur la figure de droite la dérivée du noyau qui est utilisé lors de l'interpolation de la dérivée du signal.

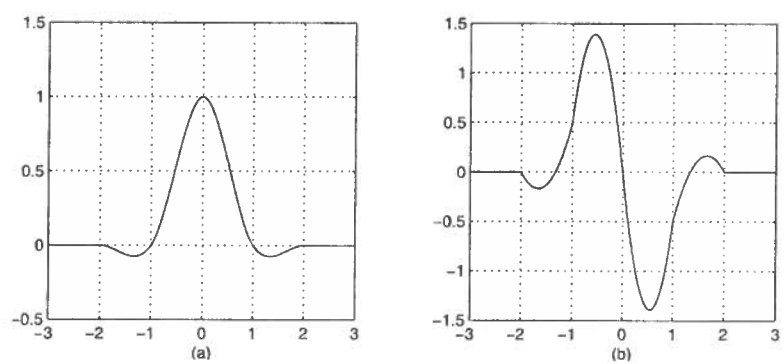


FIG. 4.9 – a) Noyau d'interpolation μ . b) Dérivée du noyau d'interpolation μ

4.1.3 Approche Hiérarchique

La méthode du flot optique est limitée quant à la distance, c'est-à-dire le nombre de pixels, qu'elle peut trouver pour les champs de déplacement u et v . Cette limitation est due à l'implantation numérique. Lors du calcul, la distance maximale qu'il est possible d'atteindre est de l'ordre de 2 pixels. De plus, il est possible que la solution trouvée par la technique du flot optique soit un minimum local, puisque seul un voisinage de 2 pixels est exploré, alors que la solution cherchée est le minimum global.

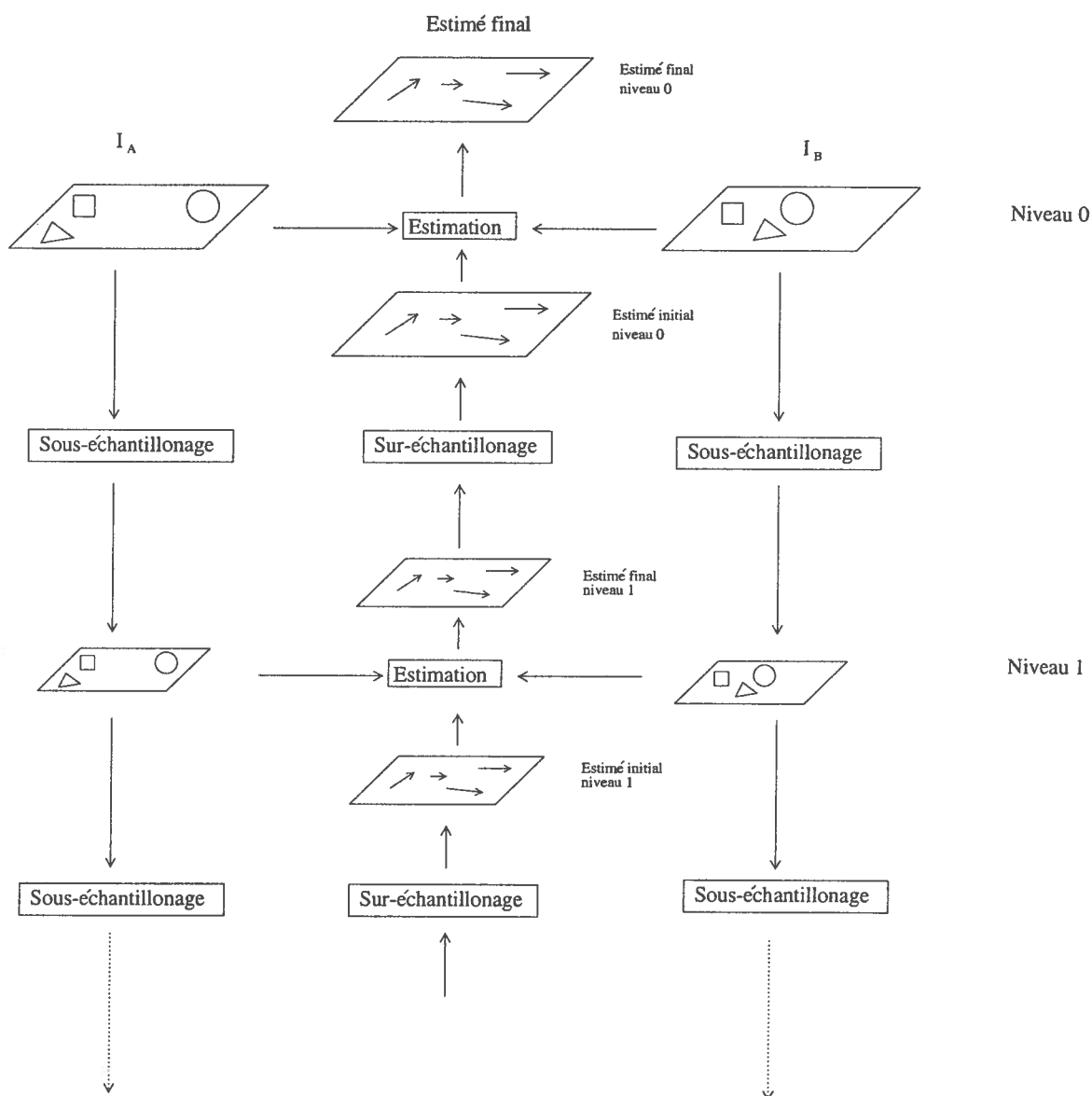


FIG. 4.10 – Schéma de l'approche hiérarchique

L'approche hiérarchique permet non seulement d'éviter des minima locaux mais elle permet aussi une convergence plus rapide de la solution. Elle est utilisée dans une foule d'algorithmes d'estimation de correspondance entre 2 images [19, 23, 7, 12].

La figure 4.10 décrit l'approche hiérarchique. Les images originales sont sous-échantillonnées pour obtenir des versions à moindre résolution. L'image originale est au niveau 0 ; la résolution décroît avec les niveaux. L'estimation du flot optique débute au niveau de résolution le plus bas. Après l'estimation les champs sont ensuite sur-échantillonnés et servent d'estimés initiaux pour le calcul de l'estimation au niveau plus élevé. Ceci est effectué jusqu'à ce que le niveau 0 soit atteint.

Plusieurs méthodes de sous-échantillonnage et de sur-échantillonnage peuvent être choisies. Ces choix impliquent une nouvelle grille pour les images sous-échantillonnées et peuvent inclure un algorithme de recherche spécifique au niveau de résolution de l'image. La plupart des algorithmes utilisant l'approche hiérarchique effectuent un sous-échantillonnage dyadique avec un filtre gaussien. C'est le choix que nous avons fait lors de l'implantation du flot optique. De plus, nous avons gardé le même algorithme pour l'estimation et ce, peu importe le niveau auquel il était effectué puisque la cible ne comporte pas de caractéristiques spécifiques à une échelle donnée.

Lors de la première estimation du flot optique, un voisinage de 2 pixels est inspecté pour trouver la correspondance. Le sur-échantillonnage dyadique multiplie ensuite par 2 la distance inspectée. Ceci fait en sorte que pour une approche hiérarchique du niveau l , il est possible d'avoir des déplacements (c'est-à-dire la norme du vecteur composé par u et v) de l'ordre de 2^{l+1} dans le flot optique.

4.1.4 Interprétation du flot optique

Ne connaissant pas la distance entre la cible, c'est-à-dire la rétine, et la caméra, ni les différentes positions dans l'espace de la caméra lors de la prise des photos, il faut trouver un moyen pour relier le flot optique à la topographie de la cible.

Nous avons choisie d'utiliser la norme des vecteurs formés par u et v

$$N(x, y) = \sqrt{u^2(x, y) + v^2(x, y)} \quad (4.1.37)$$

En effet, plus un point de la cible sera éloigné de l'objectif, plus le vecteur joignant ce point entre 2 images prisent sous différents angles sera petit. De même, si le point de la cible est près de l'objectif, un faible déplacement de ce dernier engendrera un grand déplacement du point sur la nouvelle image, ce qui implique une grande norme du vecteur de correspondance pour ce point.

Pour chaque paire d'images, nous créons ainsi une image qui représente les valeurs de la norme du champ de disparité pour chaque pixel. Typiquement, dans notre étude, les valeurs de $N(x, y)$ variaient entre 0 et 30 pixels. Les données étaient ensuite distribuées sur la droite $[0, 255]$ afin de mieux visualiser les différences entre les valeurs tout et correspondant au format d'image traditionnel.

C'est à partir de ces images que nous avons tenté de reconstruire une topographie de la papille. C'est là le nœud de notre méthode : prendre deux photos de la papille, sous des angles différents, calculer le flot optique entre les deux images et utiliser la norme des vecteurs qui forment le flot optique comme la topographie relative du nerf optique. Avec cette topographie, nous voulons trouver quelle partie appartient

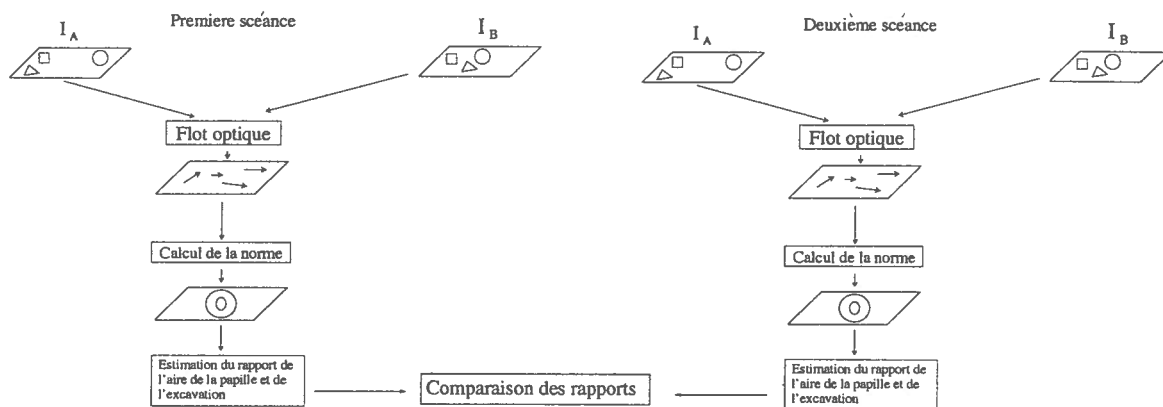


FIG. 4.11 – Schéma de l'utilisation de la norme.

à l'excavation et quelle partie appartient à la papille afin de déterminer le rapport entre l'aire de ces deux parties (figure 4.11)

Pour un pixel de l'image représentant la norme, plus la valeur du pixel est grande, plus le pixel prend une hauteur élevée, plus sa valeur est petite, plus elle est proche du plan de référence ($N(x, y) = 0$). C'est surtout à l'aide de la topographie de la papille qu'il est possible de diagnostiquer le glaucome, cette information est donc capitale. Nous présumons que les régions à la même hauteur auront une norme N semblable. Puisque l'excavation est plus loin de l'objectif que le rebord, nous nous attendons à trouver des valeurs de N correspondantes : de grandes valeurs pour le rebord et de petites valeurs pour l'excavation. Nous choisirons une région circulaire cible, la papille, et nous fixerons une valeur seuil en deçà duquel les pixels feront partis de l'excavation. C'est de cette manière qu'est utilisé $N(x, y)$ pour savoir à quelle région appartiennent les pixels. Il ne restera ensuite qu'à faire le rapport entre le nombre de pixels formant l'excavation et le nombre de pixels formant la papille pour avoir le rapport aire excavation/aire papille.

Une meilleure connaissance de la position de la caméra par rapport à la cible lors de la prise des photos aurait pu mener à l'interprétation tridimensionnelle explicite du flot optique. Malheureusement, les installations à notre disposition ne nous permettaient pas une telle mesure.

4.1.5 Outils de programmation

Plusieurs langages et logiciels furent nécessaire à la réalisation de ce projet. Chacun est caractérisé par ses forces et ses faiblesses et nous les avons combinés afin de palier les faiblesses de l'un par les forces de l'autre. Nous faisons ici une brève description des langages que nous avons utilisés pour mettre au point notre méthode.

Java et C

Le langage Java a été créé par Sun Microsystem en 1996. Il est gratuit et les logiciels fournis par Sun pour écrire et exécuter des applications faites en Java le sont également. C'est avec ce langage que fut écrit le cœur du programme créé pour calculer le flot optique ainsi que l'interface du logiciel décrit à la section 2. Plusieurs raisons justifient ce choix.

Premièrement, un programme construit avec ce langage peut être exécuté sur n'importe quelle plate-forme. Cet aspect est capital puisque l'application que nous avons créée pour implanter cette méthode a été faite dans le cadre d'un projet devant relier des spécialistes de la santé à un serveur central. Il ne fallait donc pas que certaines personnes ne puissent avoir accès à l'interface à cause de leur système d'exploitation. En effet, le code compilé est transformé en pseudo-code qui peut être lu et interprété par chacun des systèmes d'exploitation existant grâce à la Java Virtual Machine (JVM) qui lui est propre (figure 4.12).

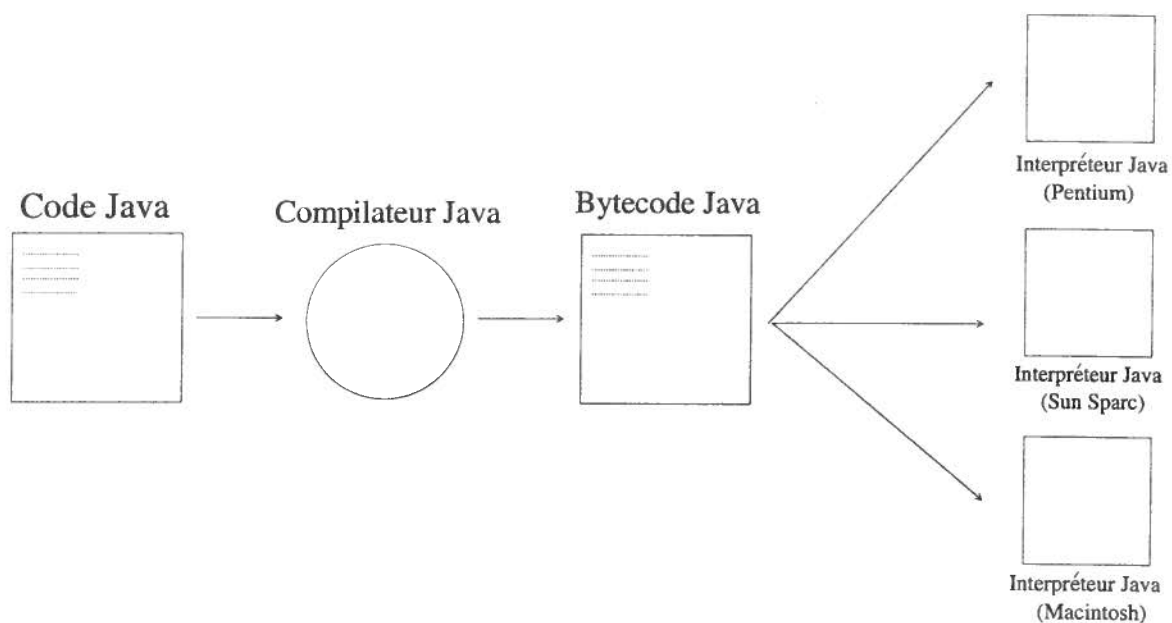


FIG. 4.12 – Programmes Java

Deuxièmement, Java est un langage orienté objet, ce qui permet de créer des programmes souples et modulaires. Il possède des bibliothèques qui fournissent les types de données de base, les possibilités d'entrées/sorties du système (y compris l'accès

au réseau internet) et d'autres fonctions utilitaires. De plus, Sun a créé, en 1999, une librairie spécifiquement dédiée au traitement d'images : Java Advanced Imaging (JAI). Bien qu'elle comporte quelques limitations, cette librairie permet beaucoup de flexibilité et de transparence pour la manipulation et l'affichage des images.

Troisièmement, il est possible d'appeler des sous-fonctions écrites en langage C, aussi appelé code natif, à partir d'un programme en Java. Cette particularité a deux avantages. Il permet de recycler des algorithmes standards déjà écrits en C et il permet d'accélérer des routines longues en temps de calcul. L'usage de sous-routines en C nous a permis de diminuer de moitié le temps de calcul pour le flot optique. Le désavantage de l'utilisation du code natif est la perte de compatibilité pour le code. Mais, n'ayant usé que deux sous-routines en C, il est facile et rapide de compiler ces deux routines pour tous les systèmes d'exploitation existant.

4.1.6 Performance

Chaque image était de dimension 512×512 , ce qui donne 262144 pixels. Nous utilisons une approche hiérarchique de niveau 3, ce qui fait que l'image du niveau 1 était de dimension 256×256 (65536 pixels) et celle du niveau 2 de 128×128 (16384 pixels).

Pour chaque niveau, nous effectuons 100 itérations par pixel. Pour chaque itération il fallait calculer les différents paramètres de l'équation 4.1.16. De manière explicite, il faut calculer les termes de l'équation (4.1.16), 3.44×10^7 fois.

Le temps de calcul du flot optique pour une paire d'images 512×512 pixels est d'environ 22 minutes. Les résultats ont été obtenues sur un ordinateur Sun Ultra Enterprise 450 Server avec 4 processeurs RISC Sparc à 400 MHz à mémoire partagée (2 Gig).

4.1.7 Format d'image

Tel qu'expliqué dans l'Appendice A, il est possible de considérer une image numérique comme une matrice. Les formats que les éléments d'une matrice peuvent posséder pour être lu par l'ordinateur, sont nombreux : « byte, integer, float, double », etc. Majoritairement, les photos numériques ont des valeurs en byte pour chacun des 3 canaux (RGB). C'était le cas des photos rétinienne dont nous disposons pour notre étude.

L'algorithme du flot optique s'appliquant mal si on le restreint à des valeurs de déplacement entier comprise entre 0 et 255, nous avons, à l'intérieur de notre algorithme, calculé des images en format « float ». Ceci nous a permis d'obtenir des résultats précis pour les valeurs du flot optique.

Par contre, les librairies disponibles pour Java ne nous permettaient pas de sauvegarder une image dans un autre format que byte. La visualisation nécessaire à la mise au point de l'algorithme se faisant avec un autre logiciel (Matlab) et la faible longueur sur laquelle se répartissent les valeurs de la norme $N(x, y)$ ont fait en sorte que nous avons redimensionné le résultat final sur une échelle entière allant de 0 à 255, c'est-à-dire le format byte. Cette opération a été faite grâce à la formule :

$$g(m, n) = \left\lceil \frac{255}{\text{Max}(N)} N(m, n) \right\rceil$$

$$m, n \in \mathbb{N} \quad (4.1.38)$$

Les facteurs m et n représentent respectivement les positions des pixels en abscisse et en ordonnée et la fonction $g(m, n)$ est l'image finale.

4.2 Appareils existant et leur fonctionnement

4.2.1 Appareils photo rétinien (Ophtalmoscope)

En imagerie ophtalmologique, il existe deux principaux types de photos : l'image du fond de l'œil (fundus) et l'angiographie fluorescente. Le premier type d'image est simplement une photo de la rétine (normalement effectuée après avoir déposé une substance aqueuse sur la cornée qui a pour conséquence la dilatation de la pupille) à l'aide d'une caméra conçue spécifiquement à cette fin.

C'est ce type d'image qui sera utilisé dans la présente étude. L'angiographie fluorescente, quant à elle, consiste à injecter, habituellement de façon intraveineuse, une substance fluorescente au sujet. Cette substance se répand alors dans tout le corps humain, y compris les yeux, via le système sanguin. L'intérêt de cette méthode est de pouvoir regarder comment s'écoule le sang à l'intérieur de la rétine. Il faut donc, à l'intérieur d'un court laps de temps, prendre plusieurs photos de la rétine du sujet et identifier les endroits où se trouvent des traces de sang fluorescent. On utilise l'angiographie fluorescente surtout lorsqu'on recherche la présence de troubles affectant le réseau vasculaire : rétinopathie diabétique, dégénération maculaire ou hypertension. Dans le cas du glaucome, le système sanguin n'est pas déformé, ce qui rend la fluorescence peu pertinente pour la détection de cette maladie.

Les caméras rétiniennes furent commercialisées par la compagnie Zeiss en 1926. Les premières épreuves étaient en noir et blanc et, en 1929, la première photo de rétine en couleur fut créée. Il existe aujourd'hui une grande variété de caméras rétiniennes sur le marché.

Nos données proviennent d'une caméra de marque Zeiss. Les images rétiniennes sont décrites par l'angle de vue - l'angle optique de la lentille (figure 4.13). Un angle de 30°, considéré comme l'angle de vue standard, crée une image avec un facteur d'agrandissement de 2.5X.

Les caméras rétinienne grand-angle saisissent des images entre 45° et 140° et ont des facteurs d'agrandissement proportionnellement moindres par rapport à celle de 30°. Il est, par contre, plus difficile de prendre une photo avec une caméra rétinienne grand-angle si le patient a une pupille plus petite que la normale. Une caméra à angle fermé a un angle de vue inférieur à 20° mais, même si le facteur d'agrandissement est plus grand, la sensibilité de l'appareil lors de la mise au foyer nuit considérablement à la lisibilité de l'image.

Nonobstant le système optique permettant la prise de photo de la rétine, il existe deux façons d'acquérir l'image : analogue et numérique. La photo analogue est

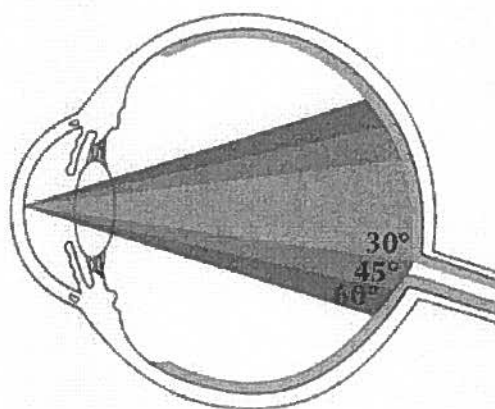


FIG. 4.13 – Prise de vue selon l'angle de la caméra

une photo prise sur pellicule, elle a l'avantage d'être peu coûteuse pour une très grande résolution et on peut la visualiser sans équipement spécial, il suffit des les faire développer dans un laboratoire commercial. Par contre, le délai entre la prise de la photo et son développement peut prendre un temps assez long, allant d'une heure à plusieurs jours. Les photos ainsi obtenues ne peuvent être utilisées sans étapes préalables (scan) pour des traitements d'image.

Les images numériques, quant à elles, nécessitent une infrastructure informatique. Le fait que les composantes informatiques soient de plus en plus performantes pour un moindre coût vient toutefois relativiser cette contrainte. Une image prise par un appareil numérique aura une moins grande résolution par rapport à un appareil analogue de même coût. Elle sera par contre visible directement à l'écran d'un ordinateur, évitant ainsi l'étape du laboratoire, et on peut rapidement voir si la qualité de l'image nécessite une reprise de la photo. L'image ainsi acquise peut aussi être directement traitée ou peut être envoyée sur un réseau alors que l'image analogue doit être numérisée, ce qui introduit un bruit et une perte de résolution dans le processus. Pour la simple visualisation d'une image, le procédé analogue est préférable, mais pour la plupart des autres utilisations (traitement, envoi sur internet, visualisation instantanée) les images numériques sont plus appropriées.[22].

C'est à partir de ces données, à savoir des images numériques de la rétine acquises avec un ophtalmoscope, que peut servir notre méthode. L'application que nous avons mis au point est une étape intermédiaire entre la saisie des données et le diagnostic du spécialiste. Elle fournit un outil supplémentaire pour établir un diagnostic.

Il est également possible de prendre une photo stéréo au lieu d'une simple photo [13, 32]. De récents développement ont été fait dans ce sens : Marcher, Nikon et Canon ont notamment conçu leur propre caméra rétinienne prenant des images stéréos. Ceci permet au spécialiste de visualiser un effet tridimensionnel, ce qui peut être très utile pour la détection du glaucome mais cela reste toutefois une appréciation

qualitative.

4.2.2 Microscope à laser confocal

Définition

En plus des caméras à optique traditionnelle, un autre moyen est utilisé pour obtenir de l'information sur la papille d'un sujet. Il s'agit du microscope à laser confocal, technologie appliquée à l'imagerie rétinienne par la compagnie Heidelberg Engineering. Bien que cet appareil et les données qu'il recueille ne soient pas (et ne seront pas) utilisés pour notre méthode, pour fin de comparaison, nous ferons une description de son fonctionnement puisqu'elle est la plus fiable à ce jour [10, 8, 29, 9, 18].

Le microscope à laser confocal a la propriété de rejeter toute information hors-focus au moyen d'un écran placé devant le détecteur. La lumière d'un laser passe à travers un petit orifice (voir figure 4.14) et croît jusqu'à atteindre la largeur de la lentille de l'objectif du microscope. Une forte intensité lumineuse indiquera que le point de la cible est près du point focal alors qu'un point sombre indiquera le contraire. Une relation est donc établie entre l'intensité du pixel considéré et sa distance par rapport au point focal (voir section 4.2.2). La lentille de l'objectif concentre la lumière sur une petite partie de la cible située au foyer. La lumière est ensuite reflétée par la cible, concentrée par l'objectif et partiellement reflétée par le miroir semi-transparent pour être redirigée vers un écran troué placé à l'avant du détecteur. Le long de ce trajet, la lumière passe deux fois par la lentille : lors de l'émission puis lors de la réflexion, de sorte qu'elle passe deux fois par le foyer. C'est de cette particularité que vient le nom confocal.

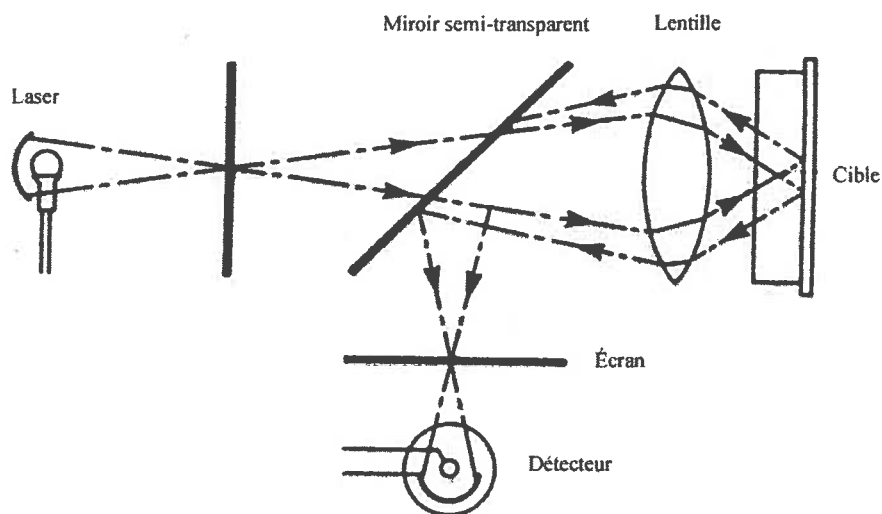


FIG. 4.14 – Position du laser, de l'écran, de la lentille et de la cible.

Les rayons de lumière reflétés derrière le plan focal viennent au focus avant le trou de l'écran et prennent ensuite de l'expansion de telle sorte qu'ils sont physiquement bloqués par l'écran avant d'atteindre le détecteur. De la même manière, les rayons de lumière reflétés avant le plan focal sont focalisés derrière l'écran et, pour la plupart, frappent donc l'écran avant d'atteindre le détecteur. De cette façon, la lumière qui arrive au détecteur provient en grande majorité du plan focal si bien que l'image créée est à une distance bien précise de l'objectif. Une reconstruction tridimensionnelle peut alors être effectuée si une série d'images saisies à des plans successifs et rapprochés sont assemblées.

Le laser étant une source de lumière ponctuelle, la prise de données correspond à un point discret ou à un pixel. Pour que le processus conduise à une image, le laser doit donc effectuer un balayage de la cible, ce qui limite la résolution en pixels que l'on peut atteindre avec un microscope confocal. En effet, une photo est supposée être un instantané d'un objet, c'est-à-dire qu'elle doit être produite dans un court laps de temps. Si, lors de la prise de données faite par le microscope confocal, il s'écoule trop de temps du premier au dernier pixel, la cible peut avoir bougé, l'éclairage changé, etc. Tous ces paramètres sont importants lors de la reconstruction 3D de l'objet.

La topographie construite avec le microscope à laser confocal est exacte, c'est-à-dire que la position dans l'espace des parties de l'objet les unes par rapport aux autres est connue. Il est ainsi possible de déterminer si, entre 2 mesures, l'excavation de la papille s'est approfondie, par opposition à la méthode proposée dans ce mémoire qui ne construit qu'une topographie relative, ce qui fait que la partie la plus profonde de la papille est notre point de référence ($N(x, y) = 0$). Il est donc impossible de déterminer si la profondeur a changé d'une mesure à l'autre. Cette limitation est par contre mineure puisque l'augmentation de la profondeur de l'excavation se produit au tout début du glaucome et est rapidement suivie d'un agrandissement dans le plan de la rétine (cf. section 4.2.2). Notre technique est par conséquent moins fine et moins précise que celle du microscope à laser confocal mais nous croyons que le faible coût de l'appareillage nécessaire pour l'acquisition des données et les résultats qu'il serait possible d'en tirer font contreponds à ce défaut.

Exemple de prise de données du microscope à laser confocal.

Prenons comme cible un pile de livres de différents formats :

Une photo traditionnelle prise au-dessus des livres donnerait l'image de droite. Une saisie d'images faite à l'aide du microscope confocal serait par contre faite selon les étapes suivantes illustrées aux figures 4.16 à 4.18 :

1. Détermination des plans focaux (figure 4.16) ;
2. Une grille d'échantillonnage est créée pour la prise de données (figure 4.17) ;
3. Une prise de données est effectuée pour chaque plan focal (figure 4.18) ;
4. Pour chaque pixel on détermine où se situe le maximum d'intensité (il est possible d'utiliser une interpolation, cf. figure 4.19 et 4.20). Par exemple, pour le pixel (5, 6), le maximum d'intensité se situe autour du 2^e plan focal (voir figure 4.16 et 4.20). Si on fixe la distance de la table à 0 mètre et connaissant les

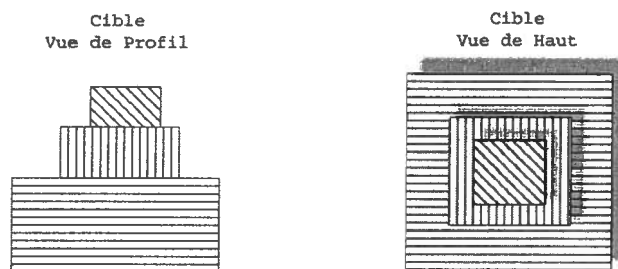


FIG. 4.15 – Cible

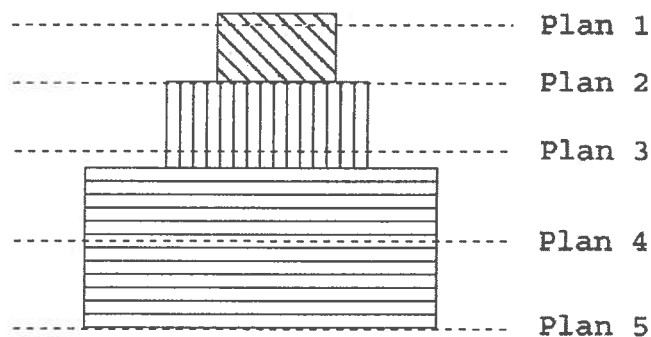


FIG. 4.16 – Plans focaux

déplacements d'un plan focal à l'autre (prenons 1 cm), il est possible de savoir que le pixel (5,6) de la cible à un maximum d'intensité sur le plan 2 (voir figure 4.20). Le plan 2 se situant à 3 cm de la table, ce pixel sera considéré comme étant à cette distance. Cette approximation est grossière mais si les plans sont assez rapprochés on voit qu'il est possible d'obtenir une bonne estimation de la topographie d'un objet.

Typiquement, les images 2D prises par le Heidelberg Retinal Tomograph (HRT) font 384X384 pixels pour une image de la tête du nerf optique alors qu'il est possible d'avoir une image numérique traditionnelle d'une résolution de 800X800 pixels pour la même cible. Le HRT prend des données sur 64 plans focaux. Notons aussi que la reconstruction 3D nécessite une connaissance extrêmement précise de la distance focale, ce qui implique que le système optique ne doit pas bouger ; ajouté à la technique du balayage laser, ceci fait de ce microscope un outil onéreux et difficile d'entretien (la compagnie étant basée en Allemagne), bien que les résultats obtenus soient assez fiables.

La façon d'opérer du microscope à laser confocal est différente du flot optique en ce qu'elle utilise une série d'images digitales prises selon des plans focaux se suivant

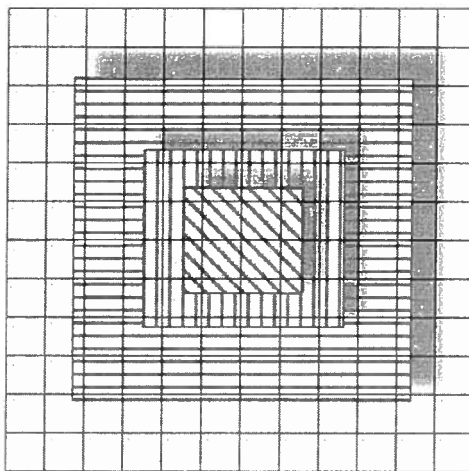


FIG. 4.17 – Grille utilisée pour la reconstruction de la cible.

sur le même axe, ce qui ne peut se faire qu'avec ce type d'appareil. Notre méthode n'a besoin que de deux photos numériques de la rétine, photos pouvant provenir de n'importe quel type d'ophtalmoscope.

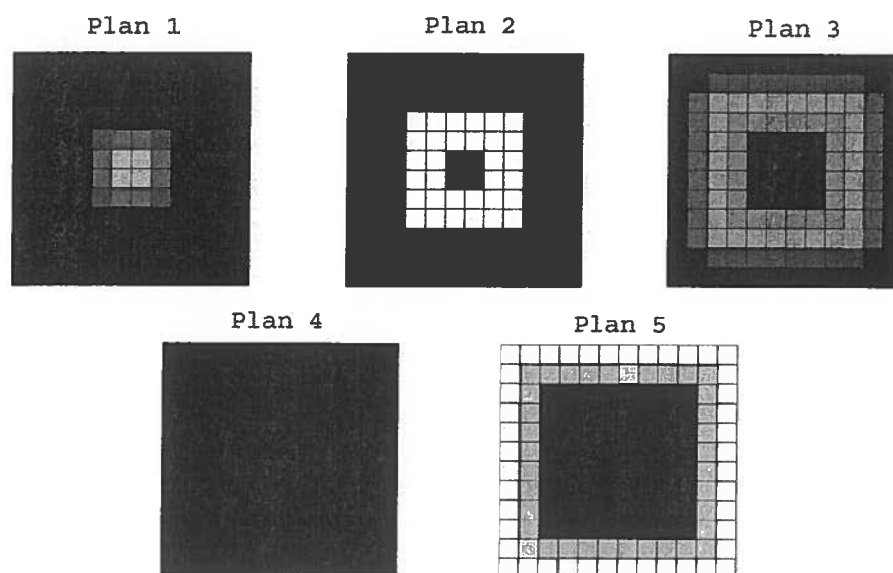


FIG. 4.18 – Images captées par le microscope selon le plan.

Détermination de la hauteur d'un pixel

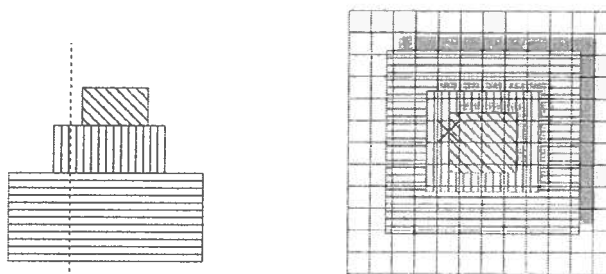


FIG. 4.19 – Exemple pour un pixel.

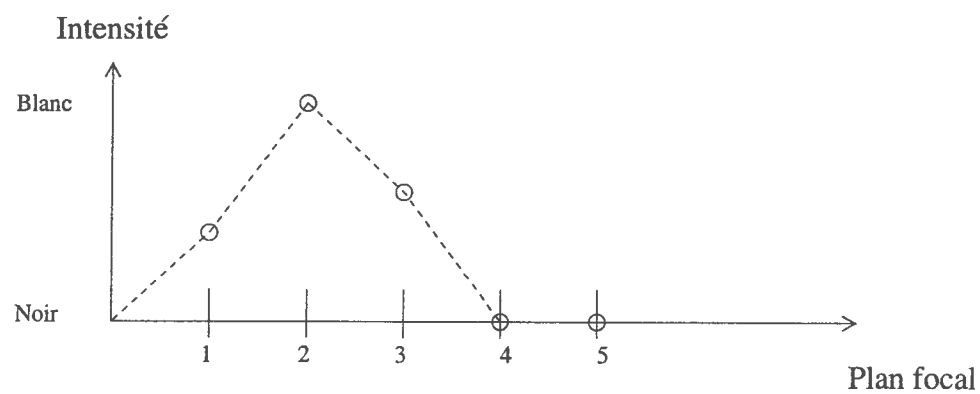


FIG. 4.20 – Intensité du pixel (5,6) en fonction du plan focal.

4.3 Données

La méthode proposée est basée sur l'utilisation d'images numériques. Ces images proviennent d'un appareil photo numérique Nikon D1 fixé à une ophtalmoscope Zeiss. Les images ont été faites à un angle de 30° ce qui signifie un agrandissement de $30X$. La résolution des images est de 2000×1312 pixels.

La partie nous intéressant plus spécifiquement étant la papille, il était superflu et très coûteux en temps de calcul de se servir de l'image en entier. Nous avons donc pris, pour chacune des photos, une sous-image de 512×512 pixels contenant la papille. Il est important de noter que la papille se situe à différents endroits de l'image totale, généralement au centre ou sur le côté (figures 4.21 et 4.22) et que la prise de données doit se faire dans les conditions les plus semblables possibles d'une fois à l'autre.

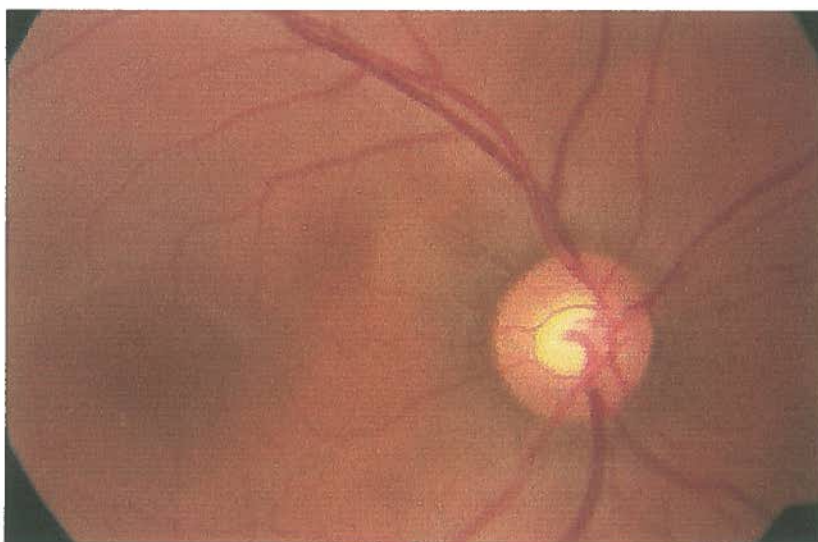


FIG. 4.21 Papille du côté nasal



FIG. 4.22 Papille au centre de l'image

4.3.1 Choix de la bande de l'image

Chaque image est en couleurs et dans le format RGB (de l'anglais Red, Green, Blue), c'est-à-dire une bande par couleur. La méthode du flot optique ne fonctionnant que pour une image monochrome, nous devons choisir une seule des 3 bandes ou encore une combinaison quelconque des 3 bandes qui n'en formeraient qu'une seule. Les figures 4.23, 4.25 et 4.29 représentent les histogrammes d'une sous-image de la rétine pour les bandes bleue, verte et rouge, respectivement. Juste à côté, on retrouve l'image transposée en noir et blanc de cette bande. On voit que la bande bleue ne contient presque aucune valeur en dehors de l'intervalle (95,140), ce qui implique que l'image est très uniforme dans cette bande.

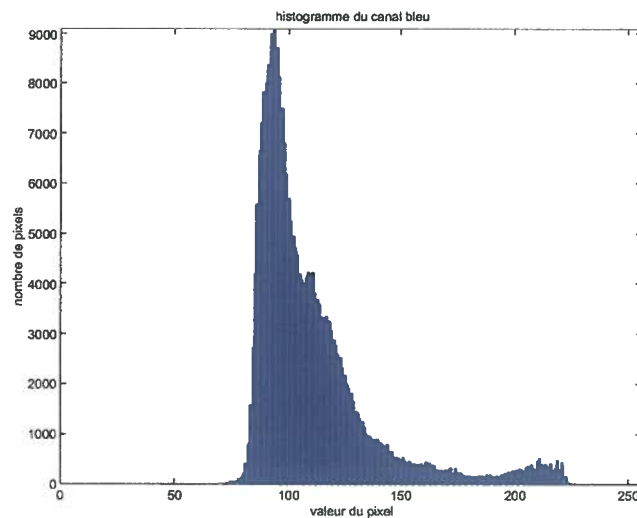


FIG. 4.23 – Histogramme de la bande bleue d'une photo de la papille



FIG. 4.24 Bande bleue d'une photo de la papille

La bande verte a également une distribution très centrée mais elle est plus étendue que la bande bleue. Il s'agit en fait des pixels représentant le réseau vasculaire. On remarque dans l'image que les vaisseaux sanguins sont facilement identifiables. C'est d'ailleurs cette bande qui est choisie par les gens s'intéressant spécifiquement au réseau vasculaire de la rétine. Comme nous étudions la topographie de la rétine et non les vaisseaux sanguins, nous avons ignoré cette bande.

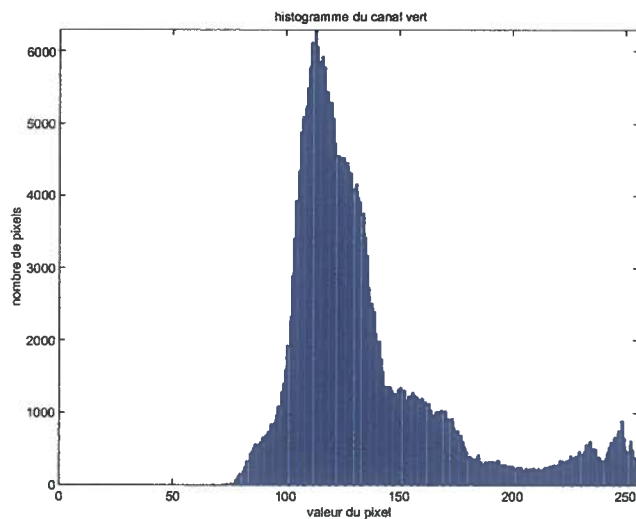


FIG. 4.25 Histogramme de la bande verte d'une photo de la papille

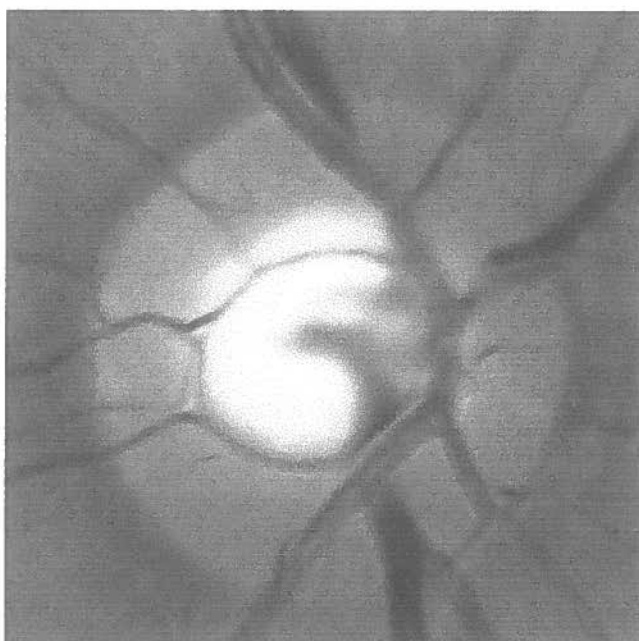


FIG. 4.26 Bande verte d'une photo de la papille

Reste la bande rouge ou une combinaison des bandes. Nous avons testé la bande Y, du format YC_1C_2 , inventé lors de l'avènement de la télévision en couleur, qui contient la majorité de l'information quant à la luminosité de l'image. En regardant l'histogramme de cette image (figure 4.27), on note un pic à la valeur 130, comme dans le cas de la bande verte. Il s'agit des valeurs dues au réseau vasculaire. Nous avons ignoré cette possibilité à la faveur de la bande rouge.

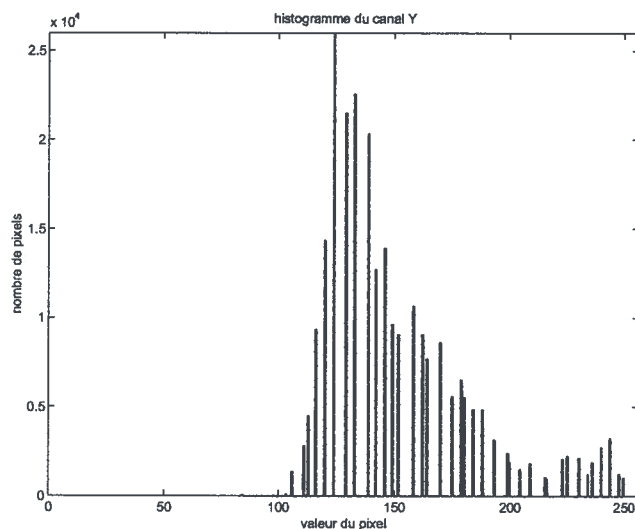


FIG. 4.27 Histogramme de la bande Y d'une photo de la papille



FIG. 4.28 Transformation en noir et blanc d'une photo de la papille



FIG. 4.30 Bande rouge d'une photo de la papille

4.3.2 Sujet

Nous n'avons eu qu'un seul sujet pour notre étude. Nous cherchions à prouver la reproductibilité des rapports entre l'aire de l'excavation et l'aire du nerf optique sur le même sujet. Nous aurions préféré avoir un plus grand nombre de sujets pour valider nos résultats et pour avoir des statistiques plus valables, mais les données furent limitées aux photos de la rétine de l'expérimentateur. Nous avons pris 9 photos de la rétine de l'œil droit, pour 36 paires d'images possibles, et 20 de l'œil gauche, pour 190 paires d'images possibles. Nous avons calculé les flots optiques pour chacune de ces paires d'images.

Les photos n'avaient pas toutes la même qualité. De nombreux paramètres peuvent influencer sur la prise de données. Par exemple, la rétine doit être à la distance focale de la lentille, la luminosité doit être semblable d'une image à l'autre, le sujet doit être immobile, etc. Pour ces raisons, plusieurs photos ont donné des flots optiques non utilisables pour l'analyse. Si une photo était de mauvaise qualité, presque tous les flots optiques calculés à partir de cette photo, soit 8 dans le cas de l'œil droit et 19 dans le cas de l'œil gauche, étaient rejetés. Environ 50% des flots optiques calculés furent rejetés.

Notons que la couleur bleue qui entoure la papille semble indiquer que la rétine se situe à la même hauteur que l'excavation, alors qu'elle devrait en théorie se trouver au même niveau que le rebord de la papille. Cette état de fait est dû au manque de détails sur la rétine. L'algorithme du flot optique tente de faire la correspondance entre des régions qui sont très semblables, ce qui fait que le déplacement pour retrouver un pixel sur l'autre image est nul. Par exemple, si nous avons deux images totalement noires, le champ de déplacement pour aller d'une image à l'autre serait nul puisque le premier pixel que l'on regarde est celui à la même position sur l'autre image, qui est bien sûr identique au premier. On aurait ainsi une reconstruction parfaite (du moins au niveau numérique).

Chaque flot optique prend deux images comme sources ; l'image Img8829 de l'œil droit, par exemple, fut analysée avec chacune des 8 autres images de cet œil (il en est de même pour toutes les images) et la norme du flot optique était analysée une fois transformée en image afin de voir si le résultat était convenable pour une étude plus poussée. Dans le cas de l'image Img8829, 7 flots optiques sur 8 étaient utilisables. Pour chacune de ces images, nous avons calculé quelle était la position du centre de la papille (que nous considérons comme un cercle), le rayon de la papille et le nombre de pixels à l'intérieur de ce cercle. Le nombre de pixels à l'intérieur de la papille est un nombre naturel et, dans le cas d'une image, le nombre de pixels à l'intérieur d'un cercle de rayon fixe est constant. C'est pourquoi il y a de nombreuses images où on retrouve le même le nombre de pixels à l'intérieur de la papille ; en fait, c'est que le rayon de la papille est le même d'une image à l'autre. Ces opérations ont été faites manuellement : nous avons d'abord utilisé la transformée de Hough pour trouver la position du centre mais le temps de calcul était prohibitif, plus de 20 minutes pour un cercle avec un rayon fixe. L'opération manuelle était rapide et nous obtenions moins de 1% d'erreur sur la mesure du rayon et sur la position du centre. Cette solution fut donc adoptée.

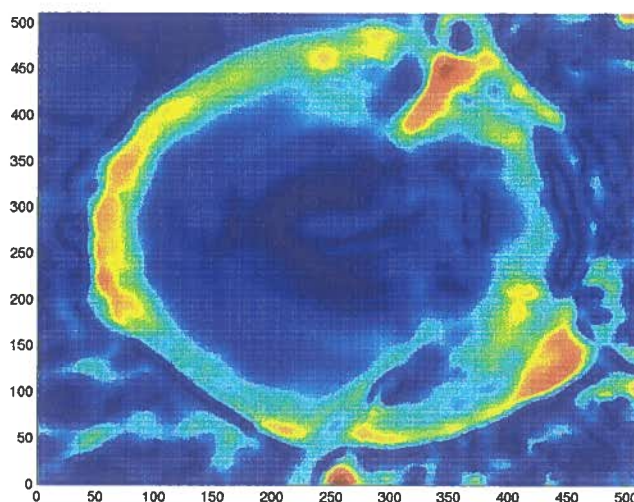


FIG. 4.31 – Norme du Flot optique propre à l'analyse

De cette façon, nous connaissons le nombre de pixels à l'intérieur de la papille sur l'image représentant la norme du flot optique. Cette norme étant censée représenter une topographie relative de la papille, l'excavation devrait y être représentée par une plus faible valeur de la norme en son centre puisque cette région est la plus lointaine par rapport à l'objectif. Suivant cette même logique, les valeurs de la norme devraient augmenter du centre jusqu'au rebord de la papille, qui en est le point le plus élevé. C'est effectivement ce que nous remarquons au moyen d'une coupe de l'image de la norme (figure 4.33).

Pour calculer le nombre de pixels constituant l'excavation nous avons regardé plusieurs images de flots optiques et nous avons constaté que les pixels de la dépression centrale prenaient des valeurs entre 0 et 15. Nous avons donc considéré qu'un pixel ayant une valeur inférieure à 15 à l'intérieur de la papille faisait partie de l'excavation. La somme de ces pixels fut l'information prise en compte pour calculer l'aire de l'excavation.

Pour visualiser nos résultats, nous avons calculé les rapports entre le nombre de pixels composant l'excavation par rapport à ceux qui forment la papille pour chaque flot optique. Nous les avons ensuite regroupés par paires incluant une image spécifique. Pour continuer notre exemple, l'image *Img8829* a été utilisée en combinaison avec les 8 autres photos de l'œil droit. Un flot optique a été rejeté et les rapports de l'aire de l'excavation versus l'aire de la papille des 7 autres sont illustrés à la figure 4.34.

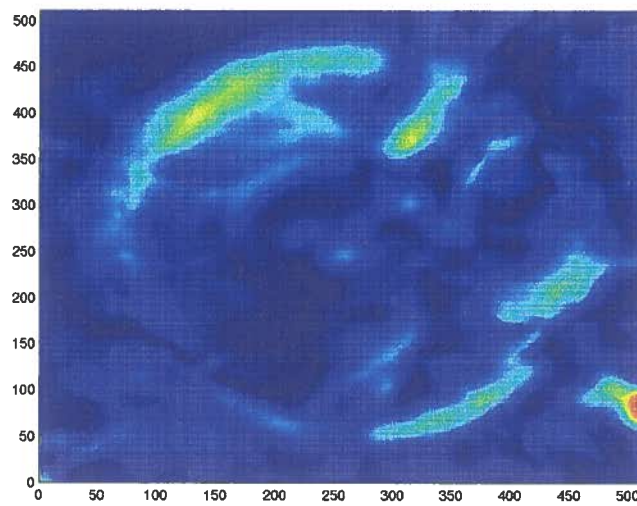


FIG. 4.32 Norme du flot optique rejetée.

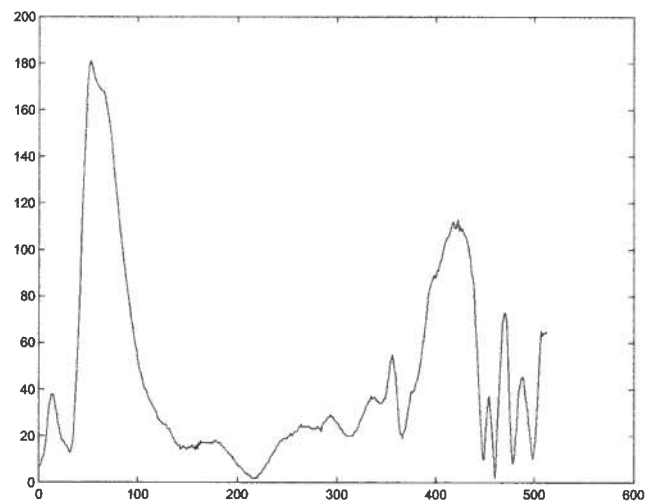


FIG. 4.33 Coupe de la norme du flot optique passant par le centre de la papille

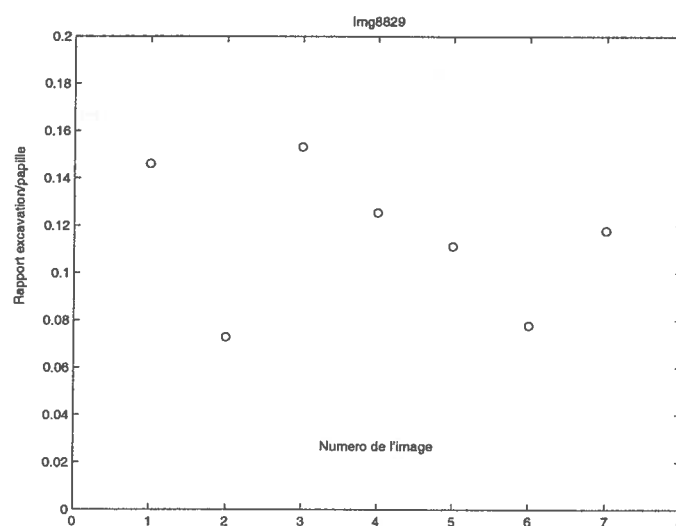


FIG. 4.34 – Rapports de l'excavation et de la papille pour les flots optiques calculés à partir de l'image Img8829

Chapitre 5

Résultats

Les tableaux 5.1 et 5.3 présentent les résultats pour chaque calcul du flot optique effectué. La première colonne contient le nom des images comparées ; la deuxième le nombre de pixels constituant la papille ; la troisième le nombre de pixels constituant l'excavation et la dernière colonne contient le rapport des deuxième et troisième colonnes. Les 3 dernières lignes montrent la moyenne, l'écart-type et le pourcentage de celui-ci par rapport à la moyenne pour chaque colonne.

On constate que l'aire de la papille est assez semblable d'une image à l'autre, que ce soit pour l'œil droit (écart-type de 1.70%) ou l'œil gauche (écart-type de 3.30%). Par contre, le nombre de pixels pour l'excavation varie beaucoup, même pour les flots optiques impliquant la même image, allant du simple au double dans plusieurs cas. Cette variation peut être constatée en examinant les écarts-type des 2 dernières colonnes, plus de 30% pour chaque œil.

Les tableaux 5.2 et 5.4 présentent les mêmes résultats pour chaque image prise séparément. La première colonne indique le nom de l'image, la deuxième le nombre de flots optiques qui furent jugés aptes à une analyse ; la troisième colonne contient la moyenne du rapport des aires de l'excavation et de la papille pour tous les flots optiques calculés à l'aide de cette image ; la quatrième colonne contient l'écart-type des rapports des aires calculés à l'aide de cette image et la dernière colonne représente le pourcentage de l'écart-type par rapport à la moyenne.

Le nombre de flots optiques utilisés pour chaque image varie beaucoup : de 1/10 à 7/10 pour l'œil droit et de 1/19 à 13/19 dans le cas de l'œil gauche. Dans tous les cas, l'écart-type des rapports est supérieur à 14% par rapport à la moyenne.

Les figures 5.1 et 5.4 montrent le nombre de pixels composant la papille pour chacun des flots optiques. Le trait horizontal indique la valeur moyenne de ces données. Il en est ainsi pour toutes les figures. On voit que le nombre de pixels est sensiblement le même pour toutes les images : entre 159 000 et 164 000 pixels environ. Dans la figure 5.4, il y a une concentration autour de 150 000 pixels due aux flots optiques utilisant les image Img5108 et Img5109 (cf. tableau 5.3).

Les figures 5.2 et 5.5 montrent le nombre de pixels composant l'excavation pour chacun des flots optiques. La distribution se retrouve en majeure partie entre les 5 000 et 15 000 pixels, ce qui est très étendu.

Finalement, les figures 5.3 et 5.6 illustrent les rapports entre les aires des exca-

ventions et des papilles pour chacun des yeux. Ces figures ressemblent beaucoup aux figures 5.2 et 5.5, puisque le dénominateur du rapport, l'aire de la papille, est presque constant dans tous les cas. Les caractéristiques des distributions sont donc les mêmes que ces figures.

Nom des images comparées	Pixels papille	Pixels excavation	Rapport
Img8829 Vs Img8838	159013	23225	0.1461
Img8829 Vs Img8839	166197	12112	0.0729
Img8829 Vs Img8840	164701	25249	0.1533
Img8829 Vs Img8841	164701	20676	0.1255
Img8829 Vs Img8842	164701	18344	0.1114
Img8829 Vs Img8844	161833	12577	0.0777
Img8829 Vs Img8845	161833	19076	0.1179
Img8830 Vs Img8839	161833	16672	0.1030
Img8830 Vs Img8840	161833	18729	0.1157
Img8830 Vs Img8841	161833	19875	0.1228
Img8830 Vs Img8842	161833	21180	0.1309
Img8830 Vs Img8844	161833	13768	0.0851
Img8830 Vs Img8845	163249	17961	0.1100
Img8838 Vs Img8844	160409	12381	0.0772
Img8839 Vs Img8841	160409	10513	0.0655
Img8839 Vs Img8847	160409	25165	0.1569
Img8840 Vs Img8844	157581	17250	0.1095
Img8840 Vs Img8847	157581	32512	0.2063
Img8841 Vs Img8847	157581	30568	0.1940
Img8842 Vs Img8847	157581	31804	0.2018
Img8843 Vs Img8847	157581	31967	0.2029
Img8844 Vs Img8847	157581	31462	0.1997
Img8845 Vs Img8847	157581	12168	0.0772
Moyenne	160855	20662	0.1288
Ecart-Type	2733	7173	0.0461
%	1.70	34.72	35.80

TAB. 5.1 – Résultats pour la norme des flots optiques de l'œil droit.

Nom de l'image	Nombre de flots optiques utilisés (/10)	Moyenne du rapport excavation/papille	Ecart-Type	%
Img8829	7	0.115	0.031	26.878
Img8830	6	0.111	0.016	14.454
Img8838	2	0.112	0.049	43.636
Img8839	4	0.100	0.042	41.692
Img8840	5	0.146	0.044	30.435
Img8841	5	0.127	0.053	41.411
Img8842	3	0.148	0.048	32.137
Img8843	1	0.203	n/a	n/a
Img8844	5	0.110	0.052	47.274
Img8845	3	0.102	0.022	21.221
Img8847	7	0.177	0.047	26.617

TAB. 5.2 – Rapports pour chaque image particulière pour l'oeil droit.

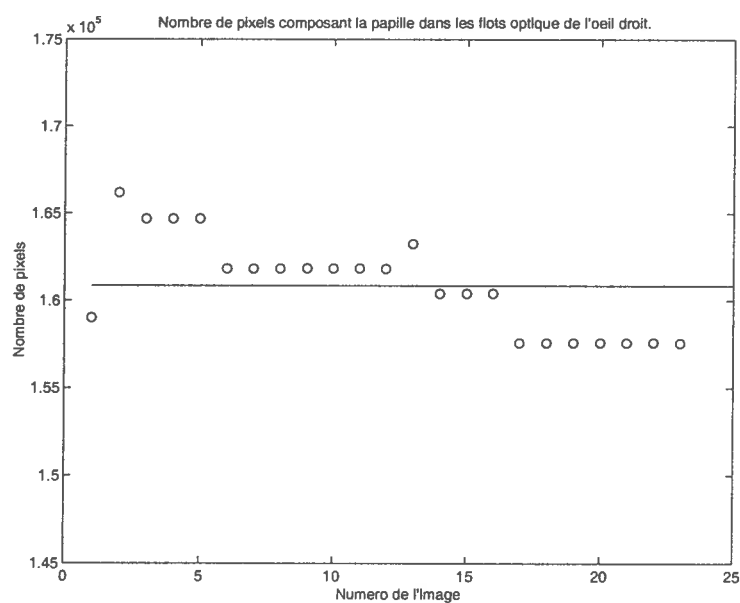


FIG. 5.1 – Nombre de pixels constituant la papille pour les images de l'œil droit.

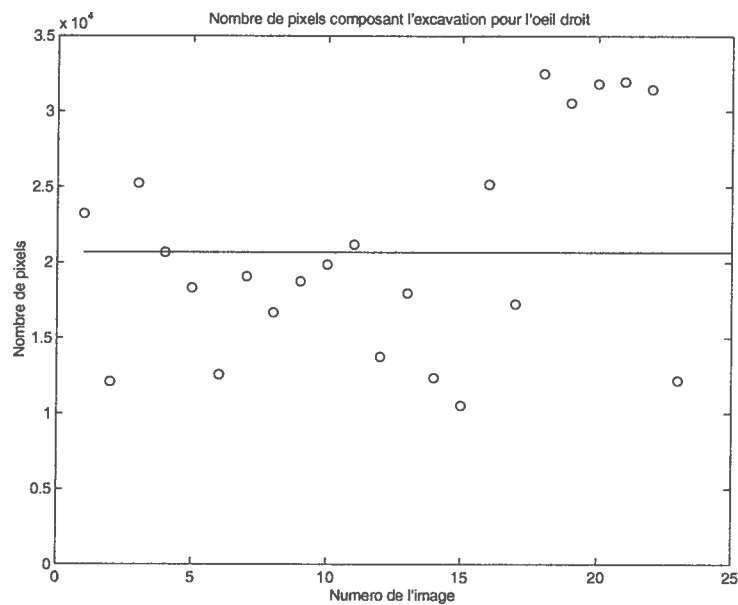


FIG. 5.2 – Nombre de pixels constituant l'excavation pour les images de l'œil droit.

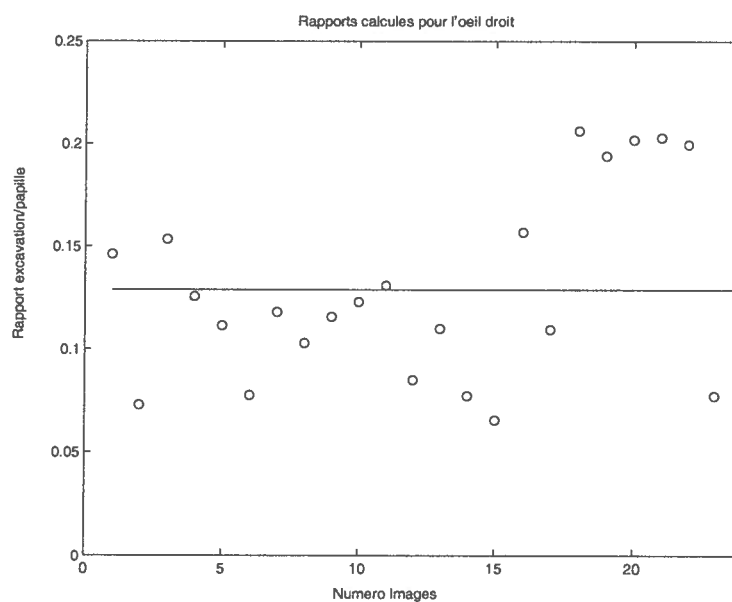


FIG. 5.3 – Distribution des rapports excavation/papille pour l'œil droit

Nom des images comparées	Pixels papille	Pixels excavation	Rapport
Img5108 Vs Img5112	157581	18378	0.11663
Img5108 Vs Img5113	145177	23569	0.16235
Img5108 Vs Img5114	145178	13785	0.09495
Img5108 Vs Img5115	145179	17621	0.12137
Img5108 Vs Img5116	149261	13051	0.08744
Img5108 Vs Img5117	149261	13289	0.08903
Img5108 Vs Img5120	149261	9025	0.06046
Img5108 Vs Img5121	149262	30876	0.20686
Img5108 Vs Img5123	149263	21442	0.14365
Img5108 Vs Img5124	149264	12687	0.08500
Img5108 Vs Img5125	150617	8742	0.05804
Img5108 Vs Img5126	152001	11049	0.07269
Img5108 Vs Img5127	152001	11395	0.07497
Img5109 Vs Img5112	152002	10822	0.07120
Img5109 Vs Img5114	152003	15037	0.09893
Img5109 Vs Img5115	152004	15522	0.10212
Img5109 Vs Img5116	153384	14717	0.09595
Img5109 Vs Img5117	153385	13116	0.08551
Img5109 Vs Img5120	157581	10408	0.06605
Img5109 Vs Img5122	157581	24119	0.15306
Img5109 Vs Img5123	157581	20968	0.13306
Img5109 Vs Img5124	157581	13375	0.08488
Img5109 Vs Img5125	157581	9755	0.06190
Img5109 Vs Img5126	157581	10458	0.06637
Img5109 Vs Img5127	159013	12910	0.08119
Img5110 Vs Img5112	159013	11558	0.07269
Img5110 Vs Img5114	159013	12860	0.08087
Img5110 Vs Img5115	159013	19571	0.12308
Img5110 Vs Img5116	159013	12517	0.07872
Img5110 Vs Img5117	159013	11821	0.07434
Img5110 Vs Img5120	159013	9725	0.06116
Img5110 Vs Img5124	159013	14694	0.09241
Img5110 Vs Img5125	159013	13166	0.08280
Img5110 Vs Img5126	160409	11003	0.06859
Img5110 Vs Img5127	160409	11076	0.06905
Img5111 Vs Img5114	160409	13209	0.08235
Img5111 Vs Img5115	160409	13455	0.08388
Img5111 Vs Img5116	160409	13070	0.08148
Img5111 Vs Img5117	160409	11860	0.07394
Img5111 Vs Img5120	161833	7355	0.04545
Img5111 Vs Img5124	161833	14325	0.08852

TAB. 5.3: Résultats pour la norme des flots optiques de l'œil gauche.

Nom des images comparées	Pixels papille	Pixels excavation	Rapport
Img5111 Vs Img5125	161833	14397	0.08896
Img5111 Vs Img5126	161833	10633	0.06570
Img5111 Vs Img5127	161833	13113	0.08103
Img5112 Vs Img5120	161833	13930	0.08608
Img5112 Vs Img5122	161833	11921	0.07366
Img5113 Vs Img5114	161833	8498	0.05251
Img5113 Vs Img5116	161833	8905	0.05503
Img5113 Vs Img5117	161833	8202	0.05068
Img5113 Vs Img5120	161833	7758	0.04794
Img5113 Vs Img5124	161833	9531	0.05889
Img5113 Vs Img5125	161833	6421	0.03968
Img5113 Vs Img5126	161833	6465	0.03995
Img5113 Vs Img5127	161833	7579	0.04683
Img5114 Vs Img5121	161833	15537	0.09601
Img5114 Vs Img5123	161833	13001	0.08034
Img5116 Vs Img5119	161833	20040	0.1318
Img5116 Vs Img5121	161833	11145	0.06887
Img5116 Vs Img5122	161833	13178	0.08143
Img5116 Vs Img5123	161833	13084	0.08085
Img5116 Vs Img5126	161833	13949	0.0926
Img5117 Vs Img5118	161833	12939	0.07995
Img5117 Vs Img5119	161833	9372	0.05791
Img5117 Vs Img5121	161833	9637	0.05955
Img5117 Vs Img5122	161833	9498	0.05869
Img5117 Vs Img5123	161833	10119	0.06253
Img5119 Vs Img5124	161833	19379	0.1353
Img5119 Vs Img5125	163249	21482	0.1500
Img5119 Vs Img5126	163249	20452	0.1428
Img5119 Vs Img5127	163249	21894	0.1529
Img5120 Vs Img5121	163249	8448	0.05175
Img5120 Vs Img5122	163249	5978	0.03662
Img5120 Vs Img5123	163249	6073	0.03720
Img5121 Vs Img5124	163249	15919	0.1067
Img5121 Vs Img5125	163249	14301	0.0985
Img5121 Vs Img5126	163249	14104	0.0972
Img5121 Vs Img5127	163249	14146	0.0974
Img5122 Vs Img5125	163249	11104	0.0744
Img5122 Vs Img5126	164701	13626	0.0888
Img5122 Vs Img5127	164701	14056	0.0942
Img5123 Vs Img5124	166197	14176	0.1151
Img5123 Vs Img5125	166197	12237	0.0820

TAB. 5.3: Résultats pour la norme des flots optiques de l'œil gauche.

Nom des images comparées	Pixels papille	Pixels excavation	Rapport
Img5123 Vs Img5126	167597	12753	0.0854
Img5123 Vs Img5127	170489	11265	0.0755
Moyenne	159191	13186	0.08562
Ecart-type	5310	4447	0.03125
%	3.30	33.33	35.67

Nom de l'image	Nombre de flots optiques utilisés (/19)	Moyenne du rapport excavation/papille	Ecart-Type	%
Img5108	13	0.0982	0.0411	41.89
Img5109	12	0.0876	0.0270	30.80
Img5110	10	0.0793	0.0175	22.10
Img5111	9	0.0762	0.0137	18.04
Img5112	5	0.0832	0.0199	23.96
Img5113	9	0.0601	0.0342	56.82
Img5114	7	0.0815	0.0143	17.54
Img5115	4	0.1008	0.0170	16.92
Img5116	10	0.0839	0.0199	23.66
Img5117	10	0.0676	0.0106	15.76
Img5118	1	0.0800	n/a	n/a
Img5119	5	0.1278	0.0397	31.03
Img5120	9	0.0544	0.0150	27.53
Img5121	9	0.0974	0.0416	42.76
Img5122	8	0.0823	0.0289	35.13
Img5123	10	0.0887	0.0298	33.65
Img5124	5	0.0795	0.0125	15.68
Img5125	5	0.0643	0.0198	30.73
Img5126	5	0.0617	0.0123	19.97
Img5127	5	0.0699	0.0140	20.08

TAB. 5.4 – Rapports pour chaque image particulière pour l'œil gauche.

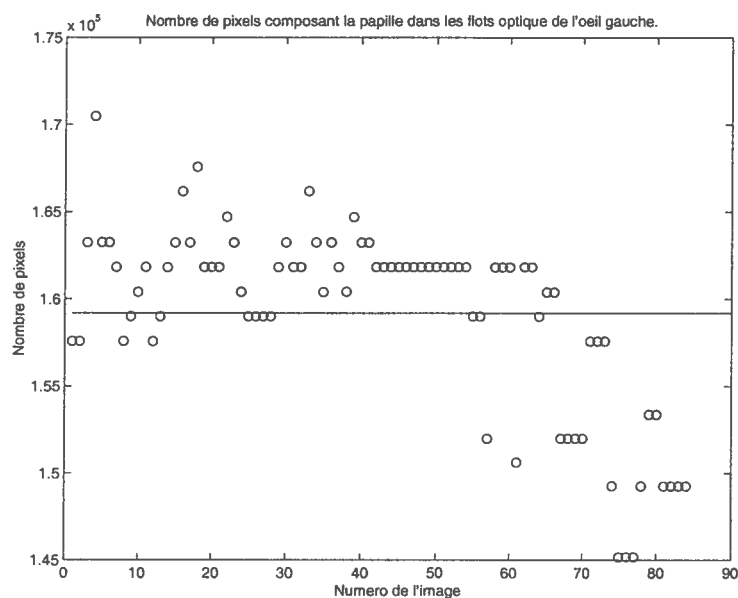


FIG. 5.4 – Nombre de pixels constituant la papille pour les images de l'œil gauche.

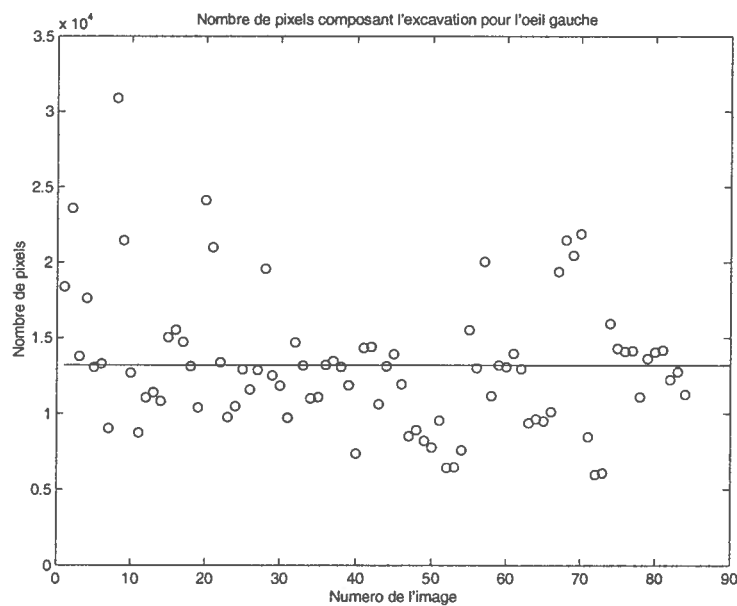


FIG. 5.5 – Nombre de pixels constituant l'excavation pour les images de l'œil gauche.

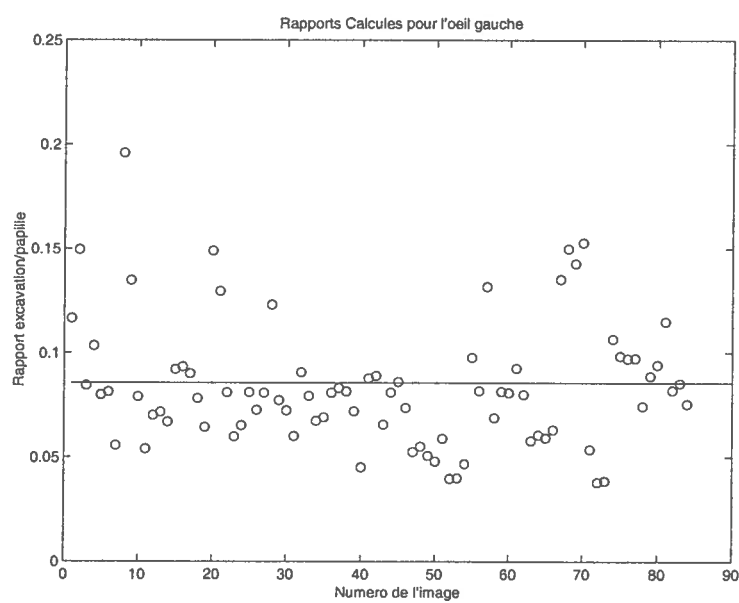


FIG. 5.6 – Distribution des rapports excavation/papille pour l'œil gauche

Chapitre 6

Analyse

6.1 État insatisfaisant des résultats

À la lumière des résultats présentés à la section 5, on ne peut conclure qu'ils soient concluant, quoique les valeurs ne viennent pas en contradiction avec celles de la littérature pour un œil sain. Le point faible est la reproductibilité.

En effet, la valeur de l'aire de la papille est déterminée de façon précise et reproductible mais il en est autrement pour l'aire de l'excavation, ce qui entraîne une imprécision sur le rapport des deux valeurs.

L'aire de la papille est précise car ses bords, sur une photo, sont bien délimités ce peu importe, dans un intervalle raisonnable, la qualité de l'image. Le flot optique se basant sur deux images de la rétine réussit à identifier les bords de la papille.

La difficulté est au niveau de l'intérieur de la papille où il y a une baisse graduelle de l'intensité, allant du centre de la papille où l'intensité est maximale, jusqu'au rebord où elle est plus faible, mais tout de même plus grande que le fond (la rétine). Cette condition est d'ailleurs représentée par la deuxième contrainte imposée à notre solution afin que le problème soit bien posé. Pour que l'algorithme puisse faire la correspondance, il faut que les points de la première image existent dans la deuxième image. Manifestement, si l'angle entre les positions des caméras (figure 4.3) est trop grand, il y aura des points d'occlusions au fond de l'excavation en plus d'une luminosité différente pour l'intérieur de la papille, puisque l'éclairage provient de la caméra et que la cible est une dépression. Un cas extrême de cette situation peut être compris en prenant deux images d'un objet : l'une de face et l'autre de dos. Il serait alors impossible d'établir la correspondance entre les deux images. Ce problème est probablement survenu avec nos données puisque, comme nous l'avons montré à la section 4.3.2, la papille se trouvait soit au centre de l'image ou sur le côté. Cet état de fait pourrait expliquer en partie pourquoi seulement 50% des flots optiques ont pu être exploités pour obtenir un rapport entre les aires des deux parties étudiées.

D'autre part, le conditionnement imposé à la solution du flot optique, à savoir l'exactitude du flot et sa continuité, peut fausser le résultat. Par exemple, si un bruit (une tache sur un pixel du capteur CCD) corrompt une image à un endroit délimité, la valeur de la norme du flot optique pourra être très grande à cet endroit

puisque l'intensité correspondante à celle de la tache dans l'autre image se trouvera dans un endroit sombre, c'est-à-dire sur les bords de l'image. La continuité du flot optique forcera les pixels du voisinage à prendre une plus grande valeur que la réalité puisqu'une chute rapide des valeurs est interdite. La surface corrompue par un tel bruit dépend du poids accordé à la deuxième fonction régulatrice, poids représenté par le paramètre λ dans la minimisation de la fonction F de l'équation 4.1.5.

De plus, nous étions forcés d'avoir un résultat sous la forme d'une image en byte. Nous effectuons ainsi une discrétisation supplémentaire, ce qui implique une perte d'information. Par cette transformation, nous masquons de petites différences entre pixels voisins. Ces valeurs peuvent être significatives à l'échelle locale mais, puisque le réajustement des valeurs se fait à partir du maximum global de la norme du flot optique, elles sont perdues.

Il est à noter que, bien que notre étude ne soit pas concluante, elle n'élimine pas la possibilité de la réussite de la détermination du rapport des aires de l'excavation et de la papille avec l'utilisation de deux images numériques. Il est important de souligner le faible coût qu'aurait une telle méthode par rapport à celle étant la plus performante, à savoir le microscope à laser confocal.

6.2 Pistes de recherche

Les résultats obtenus étant réalistes, il est possible que l'amélioration de la méthode conduise à une meilleure reproductibilité. Pour ce faire, nous proposons des changements aux éléments ici exposés, en plus d'autres voies qui nous semblent novatrices.

Premièrement, il faudrait que les photos de la rétine soient acquises en situant la papille dans la même région de la photo. Les parties photographiées de la papille seraient alors très semblables, ce qui ferait en sorte que le calcul du flot optique serait facilité. Le photographe responsable des données utilisées nous a confirmé que ceci est réalisable lors de la prise de photos.

Deuxièmement, il faudrait améliorer le calcul du flot optique. Le problème de la correspondance d'une paire d'images étant, tel qu'expliqué précédemment, un problème mal posé, il existe un grand nombre, voire une infinité, de conditions permettant de régulariser la solution. Les conditions imposées ici représentent le traitement classique pour que ce problème devienne bien posé. Il serait préférable, à la lumière de nos résultats, de changer les conditions afin d'avoir plus de robustesse au bruit. Ce volet de la méthode constitue un véritable champ de recherche en soit et il serait pertinent de faire une étude quantitative et qualitative sur les images de rétine employées afin d'avoir une meilleure connaissance *a priori* pour la résolution du problème. Il serait ensuite possible d'utiliser cette information pour imposer des conditions de régularités.

Troisièmement, en examinant les résultats, on voit qu'il eut été préférable de concentrer l'analyse à l'intérieur de la papille plutôt que sur l'ensemble de l'image. La redistribution des valeurs sur l'échelle discrète $[0, 255]$ aurait alors été favorable aux variations à l'intérieur de la papille, le haut de l'échelle n'étant plus occupé par les pixels du rebord. Il faudrait mieux abandonner la contrainte du format « byte

» pour passer au format « float ». Ce changement ne serait nécessaire que pour les traitements numériques concernant l'identification des zones constituant la papille et l'excavation. Le calcul du flot et de la norme se font déjà dans ce format. Bien que nous croyons qu'il soit possible d'obtenir des résultats probants avec seulement 256 valeurs admissibles pour chaque pixel, il vaudrait mieux éviter une discrétisation supplémentaire. Le standard pour exporter des images étant ce format, il faudrait sauvegarder, en plus du format float, une image dans le format byte qui pourrait être visualisée à l'intérieur d'un navigateur web conventionnel pour des fins qualitatives. En procédant de la sorte, il n'y aurait presque pas de perte d'information due à la quantification des résultats.

Puisque la papille est plutôt lisse et offre peu de détails distincts, la projection de bandes de lumière (horizontales ou verticales) pourraient donner une meilleure correspondance puisqu'on établit de cette façon un repère supplémentaire. Les bandes seraient facilement identifiables, si elles sont suffisamment larges, et il ne resterait alors qu'à déterminer la correspondances entre les pixels à l'intérieur de ces bandes. On pourrait couvrir toute l'image en alternant les bandes d'ombre et de lumière. Par contre, un tel dispositif nécessiterait la mise au point d'un flash spécial qui, à notre connaissance, n'existe pas pour les ophtalmoscopes, en plus de devoir prendre 2 fois plus d'images (soient 4) pour pouvoir alterner les bandes sombres et lumineuses. Il y aurait aussi un problème de recalage entre les deux paires d'images. Bref, cette solution est une piste, mais comporte des éléments non étudiés ici.

Finalement, peu importe le taux de reproductibilité de la technique, il faut impérativement augmenter le nombre de sujets. Nous avons été contraint à l'étude d'un seul sujet, mais il serait capital d'augmenter la base de données. Toute partie anatomique du corps humain contient des variations au niveau des dimensions et des formes par rapport à un modèle censé représenter la norme. Ces variations, dans notre cas, peuvent révéler ou non une maladie. La construction d'un algorithme rigide ne tenant pas compte de ces variations amènerait de nombreuses conclusions erronées. Idéalement, il faudrait analyser la papille de plusieurs sujets, diagnostiqués seins ou atteints de glaucome, et comparer les conclusions obtenues avec celle d'un ophtalmologiste afin que le plus de cas cliniques existant puissent être catalogués. Cette étape est la plus sensible puisqu'elle implique des sujets humains.

Conclusion

Le but de ce mémoire était de déterminer de façon précise le rapport entre l'aire de l'excavation et l'aire de la papille, facteur déterminant dans le diagnostic du glaucome, ceci en utilisant les nouvelles technologies de l'information.

Nous avons d'abord pensé à une manière simple et peu coûteuse de déterminer ce rapport. La correspondance entre 2 images d'une même scène, appelé flot optique dans notre cas, a été utilisée comme base. Pour ce faire, nous disposions comme images de 9 photos de l'œil droit et de 20 photos de l'œil gauche du même sujet. Nous avons calculé le flot optique en prenant comme information *a priori* nos connaissances sur l'anatomie de la papille.

Une fois le flot optique calculé pour chaque paire d'images du sujet, nous nous sommes servis de la norme des vecteurs générés en chaque pixel comme information sur la topographie. Ces topographies ont ensuite été analysées de telle sorte qu'elles étaient séparées en deux parties : la papille et l'excavation.

La détermination de l'aire de la papille est très concluante (coefficient de variation d'au plus 3.3%), mais celle de l'aire de l'excavation et du rapport entre ces deux aires l'est moins (coefficient de variation jusqu'à 35%). Nous ne pouvons affirmer que la technique du flot optique puisse servir à calculer le rapport excavation/papille mais les résultats obtenus sont cependant en accord avec les valeurs théoriques pour un œil sain.

Il serait intéressant d'apporter des modifications à la façon dont nous avons calculé le flot optique pour ajouter de la robustesse à la méthode, afin d'obtenir la reproductibilité des résultats. Ce travail pourrait alors servir de base à une étude future tenant compte de données longitudinales.

Annexe A

Image numérique

Une image réfère à une fonction bidimensionnelle d'intensité lumineuse $f(x, y)$, où x et y représentent les coordonnées spatiales et la valeur de f est proportionnelle à l'intensité de la lumière. f est souvent appelé la teinte de gris. Par convention, on attribue généralement une valeur plus grande aux régions claires qu'aux régions sombres. L'image peut aussi être en couleur mais il faut associer 3 valeurs à une position spatiale. Ces 3 valeurs peuvent correspondre aux valeurs du rouge, du vert et du bleu, les 3 couleurs primaires permettant d'obtenir, par composition, toutes les couleurs du spectre visible. Dans le cas présent nous ne traiterons que des images dites monochromatiques, c'est-à-dire d'une seule couleur.

Une image numérique est une image $f(x, y)$ qui a été rendue discrète et pour ses coordonnées et pour ses teintes de gris. Il est possible, et souvent souhaitable, de considérer une image numérique comme une matrice : les indices des lignes et des colonnes identifient un point de l'image et l'élément de la matrice à ces coordonnées correspond à la teinte de gris de ce point. Les éléments d'un tel tableau sont nommés pixels, d'après la contraction des mots anglais « picture » et « elements ».

Bien qu'elles puissent être de dimensions quelconques, il est préférable de choisir les images numériques rectangulaires avec des dimensions et un nombre de teintes possibles comme une puissance de 2.

Bibliographie

- [1] Emile Hendriks André Redert and Jan Biemond. Correspondence estimation in image pairs. *IEEE Signal Processing Magazine*, 16(3).
- [2] Bo Bengtsson. The variation and covariation of cup and disc diameters. *Acta Ophthalmologica*, 54 :804–818, 1976.
- [3] L. Blanc-Féraud. Sur quelques problèmes inverses en traitement d’image. Master’s thesis, Université de Nice-Sophia Antipolis, Juillet 2000.
- [4] ENCYCLOPEDIA BRITANNICA. Eye, human. [En ligne], juin 2001.
- [5] Thierry Zeyen et Joseph Caprioli Daniel J. O’Connor. Comparisons of methods to detect glaucomatous optic nerve damage. *Ophthalmology*, 100(10).
- [6] Comité de lutte contre le glaucome. Comité de lutte contre le glaucome glc. [En ligne], juillet 2001.
- [7] W. Enkelmann. Investigations of multigrid algorithms for the estimation of optical flow fields in image sequences. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 43 :150–177, 1988.
- [8] Frederick S. Mikelberg et al. Ability of the heidelberg retina tomograph to detect early glaucomatous visual field loss. *Journal of Glaucoma*, 4(4) :242–247, 1995.
- [9] Nicholas V. Swindale et al. Automated analysis of normal and glaucomatous optic nerve head topography images. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 41(7).
- [10] Reinhard O.W. Burk et al. Laser scanning tomography and stereophotogrammetry in three-dimensional optic disc analysis. *Graefe’s Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 231 :193–198, 1993.
- [11] Glaucoma Research Foundation. Faq’s about glaucoma. [En ligne], juillet 2001.
- [12] F. Heitz and P. Bouthemy. Multimodal estimation of discontinuous optical flow using markov random fields. *IEEE Trans. PAMI*, 15(2).
- [13] David S. Shin et al. Jeffrey W. Berger, Tushar R. Patel. Computerized stereo-chronoscopy and alternation flicker to detect optic nerve head contour change. *Ophthalmology*, 107(7) :1316–1320, July 2000.
- [14] Bruce Prum Joseph Caprioli and Thierry Zeyen. Comparison of methods to evaluate the optic nerve head and nerve fiber layer for glaucomatous change. *American Journal of Ophthalmology*, 121(6).

- [15] Antonio Bergua et al. Jost B. Jonas. Ranking of optic disc variables for detection of glaucomatous optic nerve damage. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 41(7).
- [16] Martin Fernandez et al. Jost B. Jonas. Glaucomatous optic nerve atrophy in small discs with low cup-to-disc ratios. *Ophthalmology*, 97(9).
- [17] Robert Keys. Cubic convolution interpolation for digital image processing. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 29(6).
- [18] Scanning Laser Microscopy Lab. Slm confocal microscopy. [En ligne], mai 2001.
- [19] F.G.B. De Natale M. Accame and D.D. Giusto. Hierarchical block matching for disparity estimation in stereo sequences. *Proc. ICIP95*, pages 374–377, 1995.
- [20] M. Vergauwen M. Pollefeys, R. Koch and L. Van Gool. Flexible acquisition of 3d structure from motion. *Proc. IEEE Image and Multidimensional Digital Signal Processing Workshop '98*, pages 195–198, 1998.
- [21] Riccardo March. Computation of stereo disparity using regularization. *Pattern Recognition Letters*, 8(3).
- [22] Lawrence M. Merin. Some thoughts on technological change : A comparison of analog and digital angiographic imaging. *Journal of Ophthalmologic Photography*, 16(1).
- [23] M.I. Sezan M.M. Chang and A.M. Tekalp. An algorithm for simultaneous motion estimation and scene segmentation. *Proc. ICASSP94*, (5).
- [24] M.S. F.A.A.O. Nada J. Lingel, O.D. and M.S. F.A.A.O. Dennis L. Smith, O.D. Evaluating the optic nerve head in glaucoma. [En ligne], juin 2001.
- [25] Peter A. Netland Paul H. Kalina, B. Thomas Hutchinson. Quantitative assessment of optic nerve head topography. *International Ophthalmology Clinics*, 32(3).
- [26] J.D. Morin P.K. Teal and C. McCulloch. Assessment of the normal disc. *Transaction of the American Ophthalmologic Society*, 70 :165–177, 1972.
- [27] Gerald L. Portney. *Glaucoma Guidebook*. Lea and Febiger.
- [28] O. Faugeras R. Deriche. Les edp en traitement des images et vision par ordinateur. *Traitement du Signal*, 13(6).
- [29] Paul Lama Robert D. Fechtner. Advances in optic nerve head analysis in glaucoma. *Seminars in Ophthalmology*, 14(3) :180–188, September 1999.
- [30] Stephen M. Drance et al. Robert J. Britton. The area of the neuroretinal rim of the optic nerve in normal eyes. *American Journal of Ophthalmology*, 103 :497–504, April 1987.
- [31] P. J. Rousseau and A. M. Leroy. *Robust Regression and Outlier Detection*. John Wiley & Son, Inc., New-York, 1987.
- [32] Marshall Tyler. Stereo fundus photography : Principles and technique. *Journal of Ophthalmologic Photography*, 18(2).

Remerciements

J'aimerais remercier Bernard Goulard d'avoir accepté d'être mon directeur de recherche durant cette maîtrise. Son ouverture d'esprit, ses encouragements, sa culture scientifique et sa bonne humeur furent indispensables et ont permis de mener ce projet à terme.

Je tiens également à remercier le docteur Michael Quigley pour ses nombreux conseils, pour son avis en tant qu'ophtamologiste et pour les données qu'il nous a généreusement fournies. Les discussions que nous avons eues ont permis de fixer la problématique à étudier.

De plus, j'aimerais remercier Vincent Finnerty pour ses conseils et son aide en ce qui a trait à la partie algorithmique de ce travail.

Finalement, un gros merci à toute l'équipe de PhysNum et au personnel administratif du Centre de Recherches Mathématiques qui ont fait de ces deux années une expérience inoubliable : Ervig Lapalme, Philippe St-Jean, Diego Clonda, Jean-Marc Lina, Jackie Paquereau, Cécile Amblard, Louis Pelletier, Daniel Ouimet, Murielle Pasqualetti, Josée Laferrière, Sébastien Tremblay et, sans oublier, Paul Bracken, pour nos nombreuses discussions.

Ce projet a été financé par les Laboratoires universitaires Bell.