



HAL
open science

Applying adaptative optics to ophtalmology

Marie Glanc

► **To cite this version:**

Marie Glanc. Applying adaptative optics to ophtalmology. Physics [physics]. Paris 11, 2002. English.
NNT: . tel-03522985

HAL Id: tel-03522985

<https://hal.science/tel-03522985>

Submitted on 15 Feb 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Université de Paris-Sud

THESE

présentée pour obtenir le grade de
DOCTEUR EN SCIENCES DE L'UNIVERSITE PARIS XI
spécialité optique et photonique

par

Marie GLANC

APPLICATIONS OPHTALMOLOGIQUES DE L'OPTIQUE ADAPTATIVE

soutenue le 13 mars 2002 devant le jury composé de :

Prof. C. BOCCARA	rapporteur
Prof. P. CHAVEL	
Prof. C. DAINTY	
Dr. GENDRON E.	
Dr. LE GARGASSON J.F.	co-directeur de thèse
Prof. LENA P.	directeur de thèse
Dr ROUSSET G.	rapporteur

REMERCIEMENTS

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	13
CHAPITRE I : ANATOMIE ET OPTIQUE DE L'ŒIL	21
<i>1. Physiologie de l'œil</i>	22
<u>1.1. Géométrie globale de l'œil</u>	22
<u>1.2. L'œil en fonctionnement</u>	23
<u>1.3. Anatomie de l'œil, élément par élément</u>	24
1.3.1. La cornée	24
1.3.2. Le cristallin	24
1.3.3. Le corps vitré	25
1.3.4. Le fond de l'œil et la rétine	25
<i>2. L'œil, un bien mauvais système optique...</i>	29
<u>2.1. Défauts statiques</u>	29
2.1.1. Le défaut de mise au point	30
2.1.2. L'aberration sphérique	30
2.1.3. Chromatisme	31
2.1.4. L'astigmatisme	31
2.1.5. Les aberrations d'ordre supérieur	31
<u>2.2. Mouvements de l'œil et défauts dynamiques</u>	32
2.2.1. Stabilité en fixation	32
2.2.2. Stabilité et précision de la réponse en accommodation	33
2.2.3. Structure du corps vitré	34
<u>2.3. Diffusion</u>	35

2.4. L'effet Stiles-Crawford I	35
<i>3. Conclusion/qualité finale de l'image</i>	36
CHAPITRE II : LA TECHNIQUE D'OPTIQUE ADAPTATIVE	39
<i>1. Bases de l'OA</i>	40
1.1. Le front d'onde aberrant.....	40
1.2. Schéma de principe d'un montage d'OA	43
1.2.1. Description.....	43
1.2.2. Définitions.....	44
1.3. Reconstruction du front d'onde, principe de l'Analyseur de Front d'Onde	45
1.3.1. Principe de l'AFO de type Shack-Hartmann	46
1.3.2. La reconstruction.....	47
1.3.2.1. Nécessité d'une base pour la reconstruction	47
1.3.2.2. La base des polynômes de Zernike	49
1.3.2.3. La base des modes propres du système	50
<i>2. Performances d'un système d'OA</i>	51
2.1. Les sources d'erreurs	51
2.1.1. Le bruit de mesure	51
2.1.2. Les erreurs temporelles.....	52
2.1.3. Les erreurs de modélisation	52
2.2. Les outils de mesure	53
2.2.1. Les propriétés de l'image.....	53
2.2.1.1. La résolution.....	53
2.2.1.2. Le contraste	53
2.2.1.3. Le rapport de Strehl, S	54
2.2.2. Les propriétés de la phase corrigée.....	55
2.2.2.1. La variance spatiale de la phase corrigée	55
2.2.2.2. La variance des pentes résiduelles	55
2.2.2.3. Le spectre de puissance temporel de la phase corrigée	56
<i>3. L'OA appliquée à l'œil</i>	56
3.1. Vers une supervision ?	56
3.2. Application de l'OA à l'œil	57
3.2.1. Comparaison œil/atmosphère.....	57
3.2.2. Réalisation pratique.....	61
3.2.2.1. Nécessité d'un objet de référence.....	61
3.2.2.2. Immobilisation de l'œil.....	63
3.2.2.3. Les outils d'analyse	63

3.2.2.4. La bande passante du système.....	64
CHAPITRE III : DIMENSIONNEMENT DU SYSTÈME	67
<i>1. Qualité optique des yeux étudiés</i>	69
<i>2. Maintien en position de l'œil</i>	71
<i>3. L'AFO</i>	73
3.1. <u>Réflexions préliminaires</u>	73
3.2. <u>Test du premier AFO</u>	75
3.2.1. <u>Description du matériel</u>	76
3.2.1.1. <u>Le laser He-Ne</u>	77
3.2.1.2. <u>La caméra Hi-SIS</u>	79
3.2.1.3. <u>Le miroir déformable</u>	81
3.2.2. <u>Le logiciel de reconstruction</u>	82
3.2.2.1. <u>Paramètres vacants</u>	83
3.2.2.2. <u>Calibration du logiciel</u>	84
3.3. <u>Le montage de mesure d'aberrations d'œil en BO</u>	94
3.3.1. <u>La sécurité oculaire</u>	94
3.3.2. <u>Mesure de la transmission de l'œil</u>	97
3.3.3. <u>La réflexion cornéenne</u>	97
3.3.4. <u>Rapport S/B prévu sur la caméra Hi-SIS</u>	98
3.3.5. <u>Montage réalisé</u>	101
3.3.6. <u>Etudes réalisées</u>	102
3.3.6.1. <u>Allure d'une image de Hartmann</u>	102
3.3.6.2. <u>Etude de la précision du Hartmann. Comparaison avec objet fixe</u> .	105
3.4. <u>Dimensionnement du nouvel AFO</u>	112
3.4.1. <u>Caméra DALSA</u>	112
3.4.2. <u>Calculs</u>	113
3.5. <u>Voie analyse</u>	117
3.5.1. <u>Optique</u>	117
3.5.2. <u>Montage mécanique, choix de la fibre optique pour la prise de référence</u>	118
<i>4. Le logiciel de commande</i>	119
4.1. <u>Menu « configuration »</u>	120
4.2. <u>Menu « calibration »</u>	120
4.3. <u>Menu « asservissement »</u>	120
4.4. <u>Menu « sauvegarde »</u>	121
<i>5. Tests effectués</i>	121
5.1. <u>Rapport S/B</u>	121

5.2. Test de la reconstruction et de la linéarité.....	123
5.3. Discussion sur l'erreur d'estimation du front d'onde.....	126
5.4. Fermeture de boucle.....	127
CHAPITRE IV : LA VOIE IMAGERIE	131
<i>1. Les paramètres guidant le choix de la source d'imagerie</i>	132
1.1. Taille du champ éclairé au fond de l'œil	132
1.2. Temps de pose	133
1.3. Longueur d'onde d'imagerie.....	134
1.4. Largeur spectrale.....	136
<i>2. Détermination de la luminance de source</i>	138
2.1. Contraste des structures rétiniennes	139
2.2. Calcul théorique	140
<i>3. Sécurité oculaire dans la bande utile</i>	143
<i>4. Choix du montage optique amont</i>	144
4.1. Choix de la source.....	144
4.2. Lampe à arc au mercure ORIEL	145
4.3. Dispositif d'injection	146
4.3.1. Calculs théoriques.....	146
4.3.1.1. Trajet fibre optique/rétine.....	146
4.3.1.2. Trajet arc/fibre optique	148
4.3.2. Réalisation pratique.....	149
4.4. Temps de pose et sécurité oculaire.....	150
4.4.1. Diaphragmes	150
4.4.2. Filtres.....	151
4.4.2.1. Cas des longueurs d'onde visibles	153
4.4.2.2. Cas de l'UV	157
4.4.2.3. Cas de l'IR.....	163
4.4.2.4. Conclusion	163
<i>5. Montage optique</i>	164
5.1. Description générale du montage	165
5.2. Les miroirs dichroïques.....	167
5.3. Cas du miroir M_2	167
<i>6. Test réalisé</i>	171
CHAPITRE V : RESULTATS EXPERIMENTAUX	173
<i>1. Fermeture de boucle sur un œil artificiel</i>	174

1.1. Plan de l'œil artificiel.....	174
1.2. Images obtenues.....	175
<i>2. Fonction d'Étalement de Point du système</i>	176
2.1. Processus expérimental.....	177
2.2. Résultats et analyse.....	178
<i>3. Fermeture de boucle sur un œil vivant</i>	179
3.1. Protocole expérimental.....	179
3.1.1. 1 ^{ère} étape : vérification des flux envoyés vers l'œil.....	180
3.1.2. 2 ^e étape : prise de l'empreinte dentaire.....	180
3.1.3. 3 ^e étape : dilatation de l'œil.....	181
3.1.4. 4 ^e étape : Réglages fins de mise en position.....	181
3.1.5. 5 ^e étape : fermeture de la boucle et éventuellement prise d'image.....	181
3.2. Etape intermédiaire : la fermeture de boucle sur œil non dilaté.....	184
3.3. Fermeture de boucle sur œil dilaté.....	185
3.3.1. Discussion générale.....	185
3.3.2. Etude de l'asservissement en fonction de l'acuité visuelle de deux sujets.....	186
3.4. Prise d'une image de rétine.....	191
3.5. Images obtenues.....	193
3.5.1. Procédure d'imagerie.....	193
3.5.2. Contraste et rapport signal à bruit sur les images.....	197
3.6. Conclusion.....	198
<i>4. Spectres sur un œil</i>	198
4.1. Processus expérimental.....	199
4.2. Résultats obtenus.....	199
CONCLUSION ET PERSPECTIVES	205
TABLE DES FIGURES	215
TABLE DES TABLEAUX	221

INTRODUCTION

Les propriétés optiques de l'œil humain sont loin d'être parfaites. Les deux conséquences immédiates en sont d'une part que notre vision n'est pas aussi précise qu'elle pourrait l'être, et d'autre part, que les images de fond d'œil réalisées *in vivo* sont de résolution limitée.

La première conséquence n'est pas de prime importance sur le plan médical. En effet, les défauts de vision les plus courants et qui s'avèrent gênants au quotidien sont bien souvent corrigés de manière satisfaisante à l'aide de verres (lunettes, lentilles de contact). Une fois cette correction effectuée, l'œil n'est pas pour autant limité à la diffraction, en particulier pour des grands diamètres pupillaires. La résolution due à la limite de diffraction à travers une pupille dilatée à 7 mm est inférieure à 2 μm sur la rétine dans le spectre visible, alors que la vision « naturelle » conduit à une valeur de l'ordre de 10 μm . Mais l'action conjuguée de certains éléments rétinien et du cerveau se charge de nous faire percevoir le monde extérieur suffisamment net pour que nous n'éprouvions pas de gêne dans la vie quotidienne.

La seconde conséquence constitue une sévère limitation pour l'étude du fond de l'œil *in vivo*, et le diagnostic de certaines maladies telles que les différentes variantes de dégénérescences rétinien. En particulier, la dégénérescence maculaire liée à l'âge (500000 patients en France) mène inexorablement à la cécité et constitue un véritable problème de santé publique. Actuellement les équipes de recherche et les cliniciens disposent des appareils et moyens suivants pour étudier le fond de l'œil :

- L'observation microscopique conventionnelle des tissus.

Introduction

Celle-ci contraint l'examineur à faire des prélèvements de tissus (biopsies, fixées et colorées artificiellement) pour observer une fraction de tissu mort. Cette technique entraîne une limitation importante lors de l'extrapolation des résultats sur les tissus vivants. Récemment, le microscope électronique a permis de préciser certains détails en utilisant des coupes extrêmement minces, comme le montre Drago (2000) lors d'une étude sur l'utilisation de la toxine botulique en ophtalmologie. L'anatomie comparée des yeux chez les animaux peut aussi être d'un grand secours pour mieux comprendre l'œil humain.

- Le rétinoscope

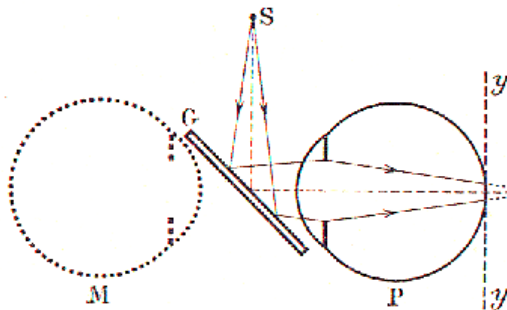


Figure 1 : rétinoscope à image droite.

Inventé au 19^e siècle, il en existe de plusieurs types, à image droite ou à image renversée.

La figure 1 présente un rétinoscope à image droite. La source S éclaire l'œil du patient (P) par réflexion sur la lame semi transparente. Le champ éclairé sur la rétine a pour diamètre celui de la tache de diffusion de S. Le champ moyen observé par le médecin (M) est d'autant plus grand que M et P sont proches. La présence de la lame semi-transparente mène à une valeur d'environ 1,5 mm sur la rétine (c'est à peu près le diamètre de la papille du nerf optique, cf. chapitre I). La méthode directe ne permet donc de voir qu'une petite région de rétine à la fois, mais avec un fort grossissement. On pourra explorer la rétine en déplaçant l'œil, au risque d'obtenir des images entachées d'astigmatisme quand on s'écarte trop de l'axe optique.

Dans le rétinoscope à image renversée, une lentille est interposée entre médecin et patient. Il permet de visualiser en une fois un champ plus étendu, mais l'image est plus petite et retournée. Un bon entraînement de la part de l'ophtalmologiste est nécessaire pour interpréter les détails visualisés.

Dans les rétinoscopes, la « réalisation » instantanée de l'image de rétine requiert un flux d'illumination intense sur le fond de l'œil. Leur utilisation requiert de l'expérience pour identifier d'emblée les détails anormaux éventuellement présents sur l'image. La résolution reste limitée par les optiques imparfaites des yeux du patient et du médecin.

- Le SLO (Scanning Laser Ophthalmoscope ou ophthalmoscope laser à balayage)

L'architecture du rétinoscope a peu évolué au cours de ce siècle. Les améliorations apportées à cet instrument portent essentiellement sur les sources (lampes électriques, à arc), et les appareils se substituant à l'œil de l'observateur pour le recueil de l'image de fond d'œil du patient (appareils photographiques, détecteurs CCD). En 1980, on assiste à la création du premier ophthalmoscope laser à balayage. Cet appareil est utilisé actuellement dans les hôpitaux. L'enregistrement de l'image de fond d'œil n'est plus réalisé globalement sur une pellicule photographique mais en illuminant point par point une surface de fond d'œil, balayée par un pinceau lumineux focalisé. En chaque élément de surface illuminée, ce pinceau lumineux est rétrodiffusé par la rétine. Le flux rétro diffusé est collecté par un appareil de détection photonique. Le signal issu du détecteur est mis en forme afin de permettre au médecin de visualiser l'image du fond de l'œil sur un moniteur de télévision. Lamarque (1998) donne une description des différentes versions de SLO existants (voir aussi Lamarque et al. 2000).

Cet appareil permet d'obtenir une image globale d'un grand champ rétinien (jusqu'à 20 mm de diamètre). Néanmoins, il présente toujours le défaut d'une limitation de la résolution : cette dernière, invariablement liée à la qualité de l'œil étudié, ne dépasse pas 30 microns.

La réalisation d'une imagerie tridimensionnelle de l'œil à très haute résolution spatiale, permettant de visualiser le tissu vivant sans prélèvement, paraît de nature à procurer des informations nouvelles et fondamentales sur la fonction et le comportement du tissu rétinien.

Disposer d'un instrument d'observation biologique du tissu vivant in situ, est un maillon important pour :

- La compréhension de pathologies, en permettant par exemple le comptage et l'observation des photorécepteurs (cellules sièges de la transformation photon \rightarrow influx nerveux) ou des éléments vasculaires circulant.

Introduction

- L'évaluation de nouvelles voies thérapeutiques. Les greffes de tissus et/ou l'utilisation de facteurs « cicatrisants » sur la rétine sont en cours d'étude, chez l'animal et chez l'homme. Les programmes de recherche dans ce domaine nécessitent des expérimentations sur un grand nombre d'animaux afin d'étudier l'évolution et l'efficacité de ces traitements dans le temps : courbes de survie cellulaire, évolution des capacités fonctionnelles des voies visuelles de sujets traités... Pour être transposées à l'homme, ces études chronobiologiques, nécessiteront des moyens d'évaluation anatomiques et fonctionnels de surfaces tissulaires restreintes, et de localiser précisément les zones étudiées. Elles devront impérativement être réalisées sans altération cellulaire.
- L'étude de manifestations post-opératoires, telles que l'apparition d'un halo (haze) dans le champ de vision des patients ayant subi une chirurgie réfractive par laser (technique en plein essor permettant de corriger des myopies, même importantes).

Un facteur 10 en résolution est à gagner pour atteindre une exploration de type microscopique *in vivo*, permettant notamment d'isoler les cônes et ouvrant un large domaine de recherche jusqu'alors inaccessible sur le sujet humain vivant. Un tel gain en résolution paraissait jusqu'ici inaccessible *in vivo*, hormis dans les rares cas de sujets dotés d'une vue exceptionnelle (Miller et al., 1996), compte-tenu des médiocres propriétés optiques des divers dioptries de l'œil, et de l'action d'autres facteurs dégradants que je détaillerai au chapitre I.

L'histoire de la correction des imperfections des optiques de l'œil commence pourtant dès le XIII^{ème} siècle en Italie, avec l'invention des lunettes. Les premiers verres corrigent uniquement les défauts de mise au point. Plus tard, ils sont adaptés à la correction de l'astigmatisme. Au début des années soixante, Smirnov (1961) propose de corriger des défauts plus complexes. Une telle correction nécessite de mesurer ces derniers, ce que Liang et al. réalisent avec succès en 1994. Les aberrations optiques évaluées à l'aide d'un senseur de front-d'onde de type Shack-Hartman (décrit au chapitre II, et déjà bien connu des astronomes) atteignent alors le 4^{ème} ordre dans la classification de Zernike. Ce travail est repris en 1997 (Liang et al., 1997) : les aberrations correspondant aux 65 premiers modes de Zernike sont étudiées. Depuis, l'analyse de front d'onde est un outil reconnu pour l'étude des performances oculaires (Glanc et al., 2000 ; Williams et al., 2000), les études préopératoires à la chirurgie cornéenne etc...

L'Optique Adaptative (technique temps réel permettant de corriger les défauts de planéité d'un front d'onde) a permis de gagner un facteur 10 en résolution sur les images d'étoiles, dès les premières implantations sur les télescopes (Roddiier . La similitude de certains facteurs de dégradation optique dans l'œil et dans l'atmosphère, le facteur 10 manquant en résolution sur les images de rétine, ainsi que l'engouement actuel rencontré par l'Optique Adaptative en astronomie (aujourd'hui parfaitement maîtrisée) ont donné l'idée à différentes équipes d'utiliser cette technique pour corriger les aberrations de l'œil. Les premières tentatives de correction ont été effectuées de manière « quasi-statique » (fréquence d'itération de l'asservissement = 1 Hz), menant tout de même à l'obtention d'images de la mosaïque des cônes (Liang et al., 1997). Des études plus récentes ont démontré la variation temporelle des aberrations de l'œil (Hofer et al., 1999). Ce point conforte l'Optique Adaptative, qui doit permettre une correction à haute-fréquence temporelle, dans son rôle de technique préférentielle pour l'obtention d'images. D'autres équipes ont implémenté des systèmes d'Optique Adaptative ophtalmologique (Fernandez et al., 2001 ; Diaz Santana et al., 1999), sans pour autant produire d'images. Roorda et al. (1999) et Hofer et al. (2001) ont publié récemment des images corrigées à l'aide de systèmes présentant une fréquence d'itération plus élevée. Seuls les derniers ont prouvé que les aberrations d'ordre supérieur fluctuent temporellement et que leur réduction nécessite l'utilisation d'un système dynamique (fréquence d'itération de 30 Hz). Ils ont donné le premier traitement quantitatif d'une correction ophtalmologique par Optique Adaptative.

Du côté français, les compétences de trois laboratoires (le laboratoire de Biophysique de la Vision, de l'Université P7, le Département d'Etudes Spatiales, à l'Observatoire de Paris-Meudon, Université P7, et le laboratoire d'Optique Physique, de l'Ecole Supérieure de Physique Chimie Industrielle) ont été conjuguées pour aborder de façon nouvelle le problème, en exploitant les propriétés de l'Optique Adaptative et d'une autre technique, la tomographie cohérente optique ou OCT (destinée à produire un sondage haute-résolution en profondeur de la rétine). L'idée sous-jacente est de développer un concept d'instrument imageur à trois dimensions (x,y,z) . On espère atteindre ainsi une résolution de l'ordre du micromètre en (x,y) , et de quelques micromètres en z (profondeur de la rétine). L'étude de la rétine suivant cette dernière dimension a fait l'objet d'une autre thèse (Gardette, 2001).

Le rapport suivant s'articulera en 4 chapitres :

Le premier chapitre consiste en des notions de physiologie oculaire, et décrit les défauts de différentes nature présentés par les yeux humains.

Introduction

Le deuxième chapitre expose les bases de l'Optique Adaptative, en particulier la description générale d'un montage optique comprenant un système de mesure et de correction des aberrations. On y trouvera des notions relatives à la reconstruction du front d'onde, ainsi que la description des outils permettant de mesurer l'amélioration de la qualité des images obtenues quand l'Optique Adaptative est en fonctionnement. La possibilité d'appliquer cette technique à l'ophtalmologie est examinée, à travers une comparaison entre milieu oculaire et atmosphère terrestre telle que la rencontrent les astronomes.

Dans le troisième chapitre, je décrirai les études qui ont mené au dimensionnement d'une partie du système d'Optique Adaptative monté à l'Observatoire de Paris-Meudon : la branche d'analyse. Ces études comprennent les expériences réalisées à l'aide d'un premier analyseur de front d'onde. Elles ont permis la présentation d'un poster « Aberrations of the eye in vivo » en juillet 1999 au colloque « Adaptive Optics on Industry and Medecine » à Durham (Angleterre).

Le quatrième chapitre sera dédié à la conception de la deuxième moitié du système d'Optique Adaptative : la voie d'imagerie. Une grande partie de ce chapitre est dédiée à la sécurité oculaire, qui est le facteur limitant des performances du montage final. Ce montage est décrit à la fin du chapitre.

Le cinquième chapitre expose les différentes études menées sur des yeux humains. J'y présente une première image de la rétine d'un sujet ayant une bonne vision, donc peu de défauts oculaires. Les résultats obtenus font l'objet d'un article soumis à la revue « Applied Optics » inséré en annexe (Glanc et al., soumis janvier 2002). Ce chapitre appelle bien entendu à poursuivre les expériences pour répondre aux interrogations soulevées par ces premiers résultats.

Références

Diaz Santana Haro L. and Dainty J.C., Single-pass measurement of the wavefront aberration of the human eye using retinal lipofuscin autofluorescence, Opt Lett 24 61-63 (1999)

Drago F., Botulinum Toxin in Ophtalmology, L'Oculista Italiano, 2000

Fernandez E.J., Iglesias I., Artal P., Closed-loop adaptive optics in the human eye, Opt. Lett. 26 (2001) 746-748

Gardette H., Tomographie par interférence à faible cohérence optique et à champ large dédiée à l'imagerie médicale in vivo en ophtalmologie, Thèse de doctorat, Université Pierre-et-Marie-Curie, Déc. 2001

Glanc M., Le Gargasson J.-F., Gendron E., Léna P., Measurement of the eye's aberrations in vivo, in : Love G.D. (Ed.), Adaptive Optics for Industry and Medicine, World Scientific, 2000

Glanc M., Gendron E., Le Gargasson J.-F., Léna P., Adaptive Optics for retinal imaging, Applied Optics (soumis janvier 2002)

Hofer H., Artal P., Aragon J.L., Williams D.R., Dynamics of the wave aberration in the human eye, J. Opt. Soc. Am. A, vol. 18, (2001), 497-506

Hofer H., Chen L., Yoon G.Y., Singer B., Yamauchi Y., Williams D.R., Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations, Opt. Expr. 8 (2001) 631-643

Lamarque F., Le Gargasson J.-F., Gardette H., Glanc M., New confocal scanning laser ophtalmoscope device with a miniaturized eye piece, Europto 2000 conference

Lamarque F., Ophtalmoscopie Laser à Balayage : Nouveaux principes architecturaux, thèse de Doctorat, université Paris XI, Déc. 1998

Liang J., Grimm B., Goelz S., Bille J.-F., Objective measurement of wave aberration of the human eye with the use of a Shack-Hartmann sensor, J. Opt. Soc. Am. A 11 (1994) 1949-1957

Liang J., Williams D.R., Aberrations and retinal image quality of the normal human eye, J. Opt. Soc. Am. A 14 (1997) 2873-2883

Liang J., Williams D.R., Miller D.T., Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics, J. Opt. Soc. Am. A 14 (1997) 2884-2892

Miller D.T., Williams D.R., Morris G.M., Liang J., Images of cone photoreceptors of the human eye, Vision Res. 36 (1996) 1067-1079

Roddier F., The effect of atmospheric turbulence in optical astronomy, E. Wolf Ed., Progress in Optics Vol. XIX, (1981)

Roorda A., Williams D.R., The arrangement of the three cones classes in the living human eye, Nature 397 (1999) 520-522.

Smirnov M.S., Measurement of the wave aberration of the human eye, Biophysics 6 (1961) 776-794

Williams D.R., Yoon G.-Y, Porter J., Guirao A., Hofer H., Cox I., Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye, Journal of Refractive Surgery 16 (2000) 554-559

Introduction

CHAPITRE I :
ANATOMIE ET OPTIQUE
DE L'ŒIL

Ce chapitre a pour but de familiariser le lecteur avec le fonctionnement de l'œil *in situ*. Cet organe peut être considéré sous deux angles différents. Il est avant tout une partie du corps humain, composée de tissus biologiques qui présentent des propriétés encore controversées aujourd'hui. C'est également un instrument d'optique complexe, aux caractéristiques médiocres au premier abord, mais finalement bien adaptées à notre vie quotidienne.

Les différents éléments qui constituent l'œil sont connus grâce à des études *in vitro* (biopsies, ...). La description anatomique rapide de l'œil constitue l'objet d'une première partie et le lecteur est par ailleurs invité à se reporter aux différents ouvrages cités à la fin de cette thèse (Legrand et al., 1980 ; Wandel, 1995 ; Chauvaud, 1983) s'il désire compléter cette description... L'œil est le système optique à travers lequel sont formées les images du monde extérieur. Il peut donc être caractérisé par sa qualité optique : si le système est de bonne qualité, les images perçues par le cerveau du sujet seront nettes. Par retour inverse de la lumière, il sera possible dans ce cas d'obtenir des images nettes de sa rétine.

Dans une deuxième partie, l'ensemble des phénomènes susceptibles de dégrader les images rétinienne (aberrations statiques, phénomènes « turbulents », diffusion) est passé en revue.

1. Physiologie de l'œil

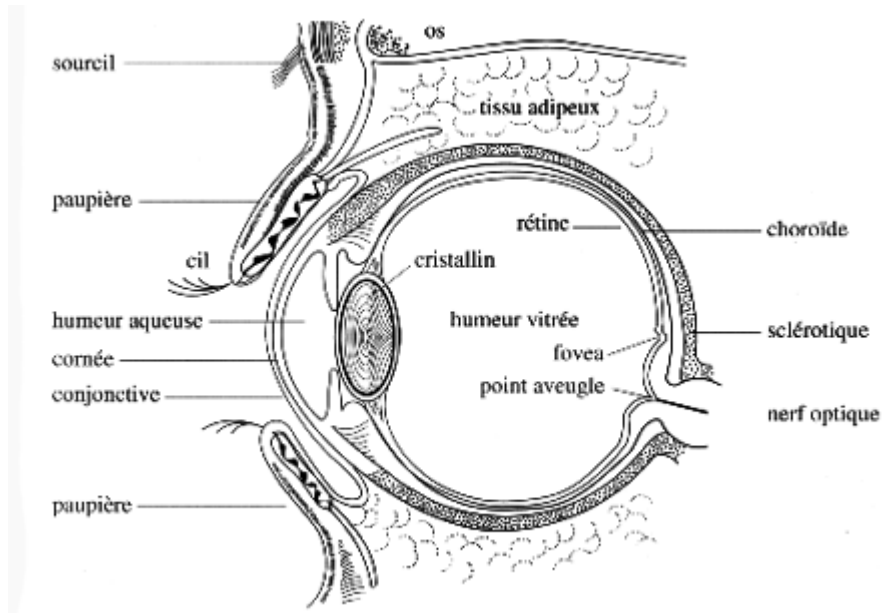


Figure 2 : dessin anatomique de l'œil

1.1. Géométrie globale de l'œil

Si aucun organe ne possède vraiment une forme géométrique parfaite, il est cependant commode d'assimiler le globe oculaire à une sphère de 12 mm de rayon délimitée par une membrane dure et blanche appelée **scélrotique**. Cette sphère est complétée à l'avant par un hublot transparent plus bombé, la **cornée**. En réalité, la sphère est légèrement conique et l'axe géométrique n'est pas un axe de révolution : dans le plan équatorial, le rayon de courbure est généralement moindre du côté temporal que du côté nasal. On définit l'axe visuel comme le rayon principal entrant dans l'œil et se dirigeant vers la zone où se forme l'image du point de fixation. Il joint donc cette dernière au centre de la pupille d'entrée de l'œil. L'axe optique de l'œil est l'axe de « symétrie radiale » du globe. L'angle entre ces deux axes vaut communément 5° . De toutes façons, l'œil humain n'a pas d'enveloppe indéformable et sa forme n'est définie que par la résistance de sa paroi à la pression des liquides qu'il contient.

Le globe oculaire est maintenu en position dans l'orbite par l'action de 3 paires de muscles extraoculaires antagonistes, qui assurent un asservissement permanent de l'axe visuel autour du point de visée. *Même si la tête est immobilisée et que le sujet se*

concentre pour pointer une cible, l'œil n'est pas fixe : la précision de pointage résultante est de quelques minutes d'angle.

1.2. L'œil en fonctionnement

Lorsque la lumière entre dans l'œil, elle traverse la cornée, puis un liquide transparent et homogène appelé **humeur aqueuse**. Immérgé dans cette dernière se trouve un muscle circulaire, **l'iris**, qui constitue le diaphragme de l'œil. Il règle l'ouverture de la pupille d'entrée (image de l'iris dans l'espace objet de l'œil) afin de contrôler la quantité de lumière qui entre dans l'œil. En vision photopique (c'est-à-dire à des niveaux de luminance ambiante supérieurs à 10 cd.m^{-2}), l'ouverture est de 2 mm à 3 mm, alors que dans l'obscurité, ce diamètre peut atteindre 9 mm (cf. chapitre III, paragraphe 1). Derrière l'iris se trouve **le cristallin** qui joue un rôle important dans la focalisation des rayons sur **la rétine**, équivalente à un écran en première approximation. La puissance optique globale de l'œil est d'environ 60 dioptries (inverse de la distance nécessaire pour focaliser un faisceau collimaté). Elle se répartit entre cornée et cristallin, la cornée assurant les deux tiers de la capacité de focalisation de l'œil. Les indices des milieux entourant ces deux éléments sont presque identiques et proches de celui de l'eau.

Dans la littérature, on trouve plusieurs tentatives de modélisation du système optique constitué par l'œil. On peut citer en particulier, l'œil réduit de Gullstrand (1909), de Legrand (1980) etc... Celui que j'utiliserai dans la suite de cet exposé consiste en l'approximation de la cornée et du cristallin par une lentille simple convergente de focale équivalente 17 mm ($\approx 1 / 60$ dioptries). Je considère que l'œil moyen est sphérique, de centre de rotation à mi-chemin entre la fovéa et le centre de la pupille. Je suppose également que la rétine est une surface sphérique suffisamment diffusante pour que les faisceaux lumineux qui s'y focalisent forment une source primaire (Moreno, 2000; Artal, 1995). Cette hypothèse est limitée par les propriétés dépolarisantes des différentes couches rétinienne (Bueno, 2001) ; ce sujet sera abordé à nouveau au paragraphe 3.2.2 du chapitre II.

1.3. Anatomie de l'œil, élément par élément

1.3.1. La cornée

La cornée est une membrane fibreuse et transparente, composée de différentes couches de cellules. L'angle solide qu'elle définit correspond à un cinquième du globe oculaire. Son diamètre n'est pas identique sur tous les méridiens si bien que de face, elle paraît elliptique. Sa topographie peut être précisément étudiée à l'aide d'un kératomètre. Une telle étude révèle que si la partie centrale est assimilable à une sphère, la périphérie possède en revanche une forme très irrégulière.

Sa face avant est physiquement très proche des pupilles du système optique constitué par l'œil. Cette surface est recouverte par le film lacrymal (6 à 10 μm d'épaisseur) qui assure en permanence son hydratation et maintient ses propriétés optiques. Celui-ci joue également le rôle de revêtement anti-réfléchissant (Moreno, 2000). La lumière incidente est en partie réfléchiée et en partie réfractée (à 96 %) à la condition que la transparence de la cornée soit intacte. Lorsque la cornée subit un traumatisme qui détruit une partie du pavage régulier de cellules, celui-ci ne se régénère pas à l'identique : les cellules nouvellement formées ne présentent plus une géométrie régulière et la transparence est perdue. Une faible partie de la lumière incidente est encore diffusée ou éliminée par absorption tissulaire. La transmission augmente légèrement avec la longueur d'onde (elle est maximale à 1300 nm) puis diminue jusqu'aux environs de 3000 nm où elle s'annule. Dans l'UV, la transmission diminue rapidement pour être nulle à 290 nm.

1.3.2. Le cristallin

C'est une lentille biconvexe, transparente placée entre l'iris et le **milieu vitré**. Maintenu en place par une série de fibres (la zonule), il complète l'appareil dioptrique de l'œil, apportant une puissance de 20 dioptries au repos. Il a une structure feuilletée comme celle d'un oignon et comporte 22 000 fines couches d'indices différents. L'ajout de nouvelles couches se poursuit tout au long de la vie. Cette structure engendre de la diffusion et une légère biréfringence. Sa face antérieure forme un miroir convexe de 10 mm de rayon de courbure. Sa face postérieure forme un miroir concave de 6,9 mm de rayon. L'ultraviolet de 320 nm à 400 nm est absorbé de façon à peu près totale, de même que les infrarouges de grande longueur d'onde (> 2500 nm). En dessous, cette absorption diminue rapidement, et vers 1000 nm, le cristallin ne retient qu'une infime proportion des infrarouges. Élastique, le cristallin subit des changements de forme : les

courbures des faces antérieure et postérieure sont variables, permettant ainsi de modifier sa puissance. Ce phénomène, appelé *accommodation*, permet la mise au point sur des objets situés à des distances différentes. Quand le sujet passe de la vision de loin à la vision de près, l'image rétinienne devient floue, le cercle de diffusion rétinien déclenche une contraction réflexe de la portion circulaire du **muscle ciliaire**, le cristallin revêt alors une forme irrégulière qui le fait ressembler à une madeleine et l'image redevient nette. On définit pour chaque œil :

- un *punctum remotum* (c'est le point le plus éloigné que l'œil peut voir net sans accommoder),
- un *punctum proximum* (c'est le point le plus proche que l'œil peut voir net en accommodant au maximum),
- le parcours accommodatif (c'est la distance entre les deux points précédents exprimée en dioptries).

Par définition, un œil *emmétrope* voit net un objet situé à l'infini sans accommoder (je reviendrai sur cette définition au début du chapitre III pour la préciser). Son *punctum remotum* est donc situé à l'infini. Avec l'âge, le parcours accommodatif peut diminuer : c'est la presbytie.

1.3.3. Le corps vitré

Le vitré adulte est une sorte de gelée inhomogène qui occupe la majeure partie du globe oculaire. Il remplit l'espace compris entre la rétine et la face postérieure du cristallin. Par sa rigidité, il contribue au maintien de la forme du globe, par son élasticité, il absorbe les chocs, et par sa transparence, il transmet 99 % de la lumière. Pendant les cinq premières années de la vie, le vitré a en totalité la structure d'un gel. Ultérieurement, il dégénère, et des cavités remplies de liquide apparaissent par endroits. On trouve également en suspension des réseaux de fibrilles de collagène, de grosses molécules, des cellules et des sels. Ces constituants de densité variable sont regroupés en amas mobiles dont la forme change avec les mouvements de l'œil.

1.3.4. Le fond de l'œil et la rétine

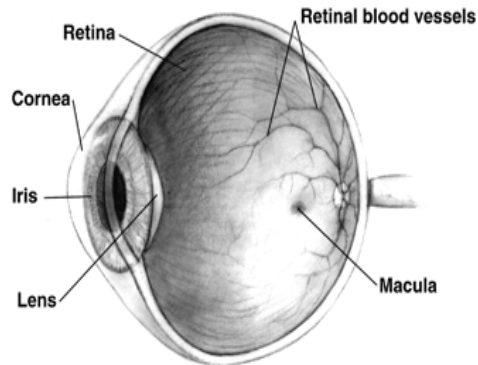


Figure 3 : coupe d'œil (tiré de National Eye Institute, National Institutes of Health)

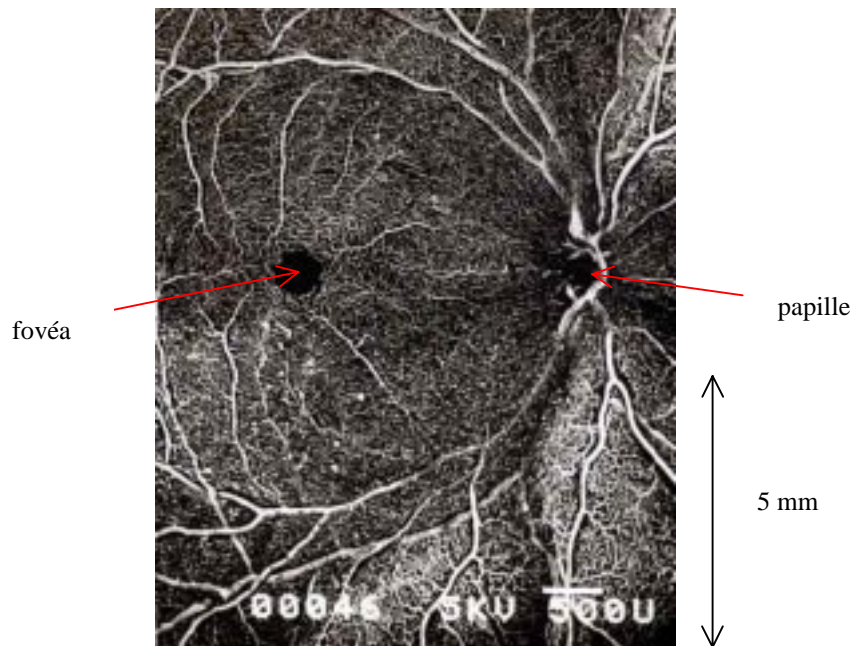


Figure 4 : vue en plan de la rétine au travers d'un ophtalmoscope. Sur la droite de l'image, on distingue la papille ($\approx 2 \times 1,5$ mm). A partir du centre du nerf optique irradie la majorité des vaisseaux sanguins irriguant la rétine. A 17° (≈ 5 mm) environ de la papille, la tache sombre légèrement ovale et ne comprenant pas de vaisseaux sanguins est la fovéa. (université de Berkeley)

Le fond de l'œil est constitué de trois membranes, de l'extérieur vers l'intérieur :

- la **scélrotique**, qui maintient la forme du globe en association avec la pression intra-oculaire,
- la **choroïde**, qui a pour fonction de ne pas laisser passer la lumière vers l'extérieur ; aux longueurs d'onde visibles, elle se comporte comme une couche noire, très diffusante,
- la **rétine**, sur laquelle (ou plutôt « dans laquelle », comme expliqué ci-dessous) se forme l'image focalisée par le système optique de l'œil.

La rétine est en relation étroite avec le cerveau vers lequel elle achemine l'information visuelle sous la forme d'influx nerveux, par l'intermédiaire du **nerf optique**. Elle constitue donc un organe complexe, chargé à la fois de collecter la lumière et de traiter l'information. Sur le plan anatomique, la rétine est une structure fine et transparente dont l'épaisseur varie du centre à la périphérie. Elle est la plus épaisse près du **point aveugle** (région où le nerf optique entre dans l'œil) où elle mesure 0,56 mm.

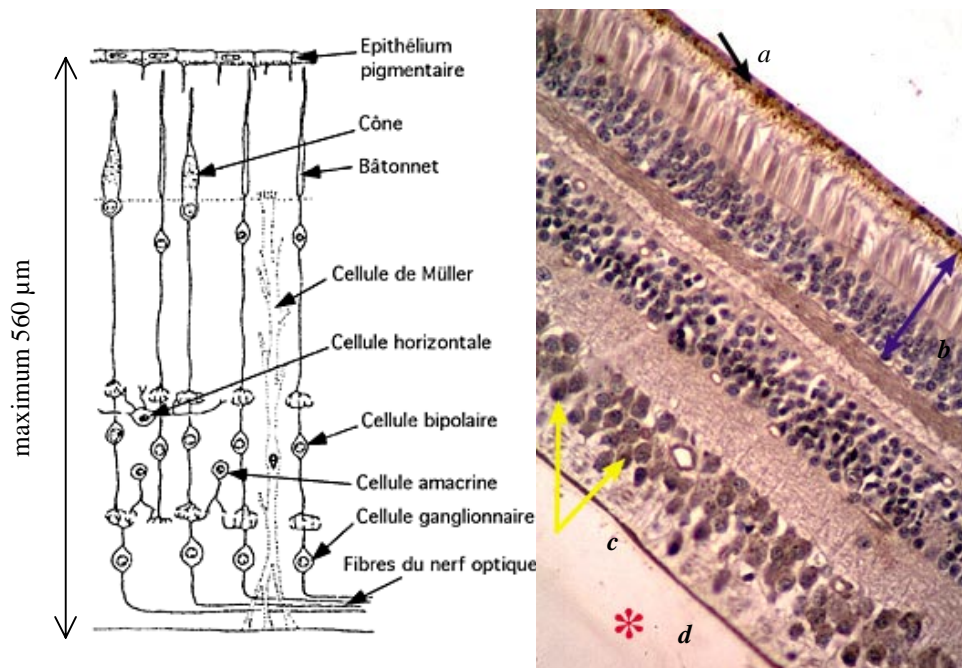


Figure 5 : dessin et coupe histologique de rétine. Flèche noire (a) : épithélium pigmentaire. Flèche violette (b) : couche des photorécepteurs. Flèches jaunes (c) : noyaux de cellules ganglionnaires. Astérisque rouge (d) : corps vitré.

Sur la Figure 5, on constate que la rétine est composée de différentes couches de cellules. En partant de l'intérieur de l'œil, et en suivant la direction de propagation des rayons lumineux, on trouve dans l'ordre :

- La couche neurocérébrale : constituée essentiellement des cellules bipolaires et des cellules ganglionnaires auxquelles font suite les fibres optiques qui se rejoignent pour former le nerf optique. Certaines cellules sont excitées par la lumière, d'autres inhibées. Cette couche est transparente. La concentration de cellules nerveuses diminue considérablement au niveau de la fovéa, dans la zone « privilégiée » de la vision.
- La couche des photorécepteurs : ce sont les cellules sensibles à la lumière. Elles sont de deux types : les cônes et les bâtonnets. Les cônes permettent de résoudre les détails fins d'une image, alors que le rôle essentiel des bâtonnets est de permettre l'adaptation rétinienne à l'obscurité. Ce sont donc des détecteurs de photons de grande sensibilité.
- L'épithélium pigmentaire : c'est un carrelage de cellules pigmentées adhérent à la choroïde, dans lequel sont implantés les photorécepteurs, et contenant de la mélanine. Ce pigment a pour fonction de diminuer la diffusion de la lumière d'un photorécepteur vers son voisin (ce qui « étalerait » le signal visuel). Il assure également une certaine déperdition thermique en cas d'éclairement violent de la rétine. Les propriétés de réflectivité de la rétine sont liées à la concentration en mélanine de l'épithélium et varient fortement d'un œil à l'autre ; ce pigment est présent dans les mêmes proportions dans l'iris, et c'est précisément sa concentration au niveau de l'iris qui confère aux yeux leur couleur. Ainsi, les yeux bleus rétrodiffusent davantage la lumière visible que les yeux plus foncés.

Au voisinage du pôle postérieur de l'œil se situe une zone particulière de la rétine, la macula, ellipse à grand axe horizontal de 2 à 3 mm, colorée en jaune. Elle est creusée en son centre d'une fossette, la **fovéa**, au fond de laquelle l'épaisseur de la rétine n'est plus que d'environ 0,1 mm. L'image du point de fixation est formée sur le centre de la fovéa ; autour de ce point, sur un diamètre de 0,3 mm environ, la vision est dite centrale et est particulièrement précise.

La **fovéa** est densément peuplée en cônes (leur nombre diminue très rapidement lorsqu'on s'en éloigne). Ceci permet d'atteindre une fréquence d'échantillonnage maximale de l'image et donc d'assurer une vision particulièrement précise dans cette zone. La longueur des cônes fovéolaires est d'environ 75 μm : ils sont deux fois plus

longs que les cônes extrafovéolaires. Le diamètre des cônes de la fovéa varie entre 1 et 4 μm , alors qu'à l'extérieur de cette zone, ils possèdent un diamètre supérieur à 4 μm . Les bâtonnets sont absents du centre de la fovéa. Leur densité est maximale à 6 mm du centre où ils sont long de 60 μm , puis longueur et densité diminuent lentement en allant vers la périphérie.

Les études de réflectométrie et les analyses spectroscopiques ont montré qu'il existait trois pigments situés dans trois types de cônes différents. Chaque pigment ne réagit qu'à certaines longueurs d'ondes bien précises ; ainsi on parle de cônes L (pigment le plus sensible à 558 nm), cônes M (pigment le plus sensible à 530 nm), et cônes S (pigment le plus sensible à 420 nm). Les photorécepteurs n'assurent pas uniquement la prise d'information initiale, mais aussi un codage et un pré traitement de l'information captée (le fait d'être sensible à une certaine longueur d'onde et pas à une autre est déjà un premier traitement de l'information).

Il faut noter que la couche des photorécepteurs ne se situe pas sur la surface rétinienne, mais environ 100 μm en dessous. La lumière incidente traverse donc toutes les couches de la rétine nerveuse, se réfléchit éventuellement sur la couche pigmentaire (voire sur la sclérotique pour les longueurs d'onde du rouge lointain), avant de stimuler les photorécepteurs.

2. L'œil, un bien mauvais système optique...

« Il n'est pas exagéré de dire que si un opticien voulait me vendre un instrument avec tous ces défauts, je devrais, avec raison, sévèrement reprocher sa négligence et lui retourner aussitôt son instrument », Helmholtz.

La deuxième partie de ce chapitre est consacrée à l'énumération de défauts oculaires qui semblent bien lui donner raison.

2.1. Défauts statiques

Nous avons vu au paragraphe 1.2 que la puissance optique provient de deux éléments : la cornée et le cristallin. Ce sont eux qui sont responsables des *aberrations optiques* de l'œil. La connaissance de la défocalisation, des aberrations sphérique et chromatique, suffit pour traiter grossièrement le problème de la formation de l'image d'un point lumineux situé sur l'axe d'un système symétrique de révolution. On pourrait penser que c'est sensiblement le cas d'un point vu en vision fovéale puisque la fovéa est

peu écartée de l'axe optique de l'œil (cf. paragraphe 1.1). Cependant, dans la pratique, peu d'yeux présentent la symétrie nécessaire à la validité de cette description. Même chez des sujets emmétropes, on trouve généralement un mélange d'aberration sphérique et de coma sur l'axe visuel, qui jouent probablement un rôle important dans le processus de dégradation de l'image. De l'astigmatisme apparaît de manière croissante pour de grands angles de champ et les performances optiques déclinent. Dans la suite de ce paragraphe, ces défauts statiques bien connus sont examinés plus en détail.

2.1.1. Le défaut de mise au point

La cornée pourvoit en moyenne aux $2/3$ de la puissance totale de l'œil, alors que la puissance du cristallin est variable grâce au phénomène de l'accommodation. Cependant, dans bon nombre d'yeux, cette faculté n'est pas suffisante pour permettre la formation des images dans la bonne couche de la rétine. On dit alors que l'œil présente un certain degré d'amétropie. On quantifie l'amétropie en lui attribuant la valeur de la puissance de la lentille qui corrige l'erreur de mise au point. Cette dernière résulte de la combinaison de l'ensemble des aberrations statiques en lumière jaune (défocalisation, aberration sphérique, astigmatisme). Lorsque l'œil a tendance à focaliser la lumière en avant de la rétine, on dit qu'il est myope. Dans ce cas, seuls les objets suffisamment proches peuvent être vus nets. Ainsi, un sujet est myope de 2 dioptries quand il ne voit plus nets les objets situés à une distance supérieure à $(1/2)$ m : son punctum remotum est alors situé à 50 cm devant son œil. Au contraire, si l'œil focalise la lumière derrière la rétine, il est hypermétrope. En exerçant son accommodation l'œil hypermétrope peut voir net des objets proches, sachant que plus l'objet est proche, plus l'effort accommodatif correspondant est important et difficile à fournir.

2.1.2. L'aberration sphérique

Pour le cristallin au repos, on admet globalement une aberration de sphéricité pratiquement nulle pour la face antérieure alors qu'elle est plus grande pour la face postérieure. Cependant, cette aberration est toujours plus petite que celle de la cornée. Dans le cas d'un œil qui accommode, l'aberration sphérique varie, passant généralement de la sous-corrrection à la sur-corrrection lorsque l'accommodation augmente, bien que ce ne soit pas vrai pour tous les sujets. Ces changements mineurs concernant l'aberration sphérique sont dans tous les cas probablement moins importants que le flou produit par les erreurs de réponse en accommodation (cf. paragraphe 2.2.2). Pour des pupilles très dilatées, la valeur de l'aberration sphérique sous-corrigée peut atteindre $0,5 \delta$ (dioptries).

2.1.3. Chromatisme

Le milieu oculaire est fortement dispersif : l'indice de réfraction et donc la puissance oculaire sont plus élevés aux courtes longueurs d'onde. On trouve à la fois de l'aberration chromatique axiale (LCA, Longitudinal Chromatic Aberration) et latérale (TCA, Transverse Chromatic Aberration), cette dernière tirant son origine de l'existence de l'angle de 5° entre axe optique et axe visuel (je la négligerai tout au long de cette thèse).

La LCA semble peu sujette à des variations inter individuelles : la modification de la valeur de la réfraction oculaire avec la longueur d'onde équivaut à environ 2δ sur l'ensemble du spectre visible.

La TCA produit un changement de grandissement de l'image rétinienne dépendant de la longueur d'onde, l'image rouge étant plus large que la bleue. Sa valeur varie fortement en fonction des sujets.

2.1.4. L'astigmatisme

Sur l'axe visuel d'un œil emmétrope, l'astigmatisme de $0,75 \delta$ du cristallin compense généralement l'astigmatisme cornéen. Lorsqu'un sujet présente de l'astigmatisme sur l'axe visuel, celui-ci est corrigé en partie par la lentille sphérique compensant l'amétropie, et en partie par un verre prismatique. Hors-axe, alors que globalement on rencontre des valeurs d'astigmatisme croissantes, celui-ci peut être sujet à des variations substantielles dépendant de l'individu et du méridien étudié. Par contre, il change peu en fonction de l'état d'accommodation.

2.1.5. Les aberrations d'ordre supérieur

Les aberrations de Zernike (cf. chapitre II, paragraphe 1.3.2) d'ordre supérieur au 4^{ème} croissent également fortement lorsque le diamètre de la pupille augmente. Quant à savoir jusqu'à quel ordre les aberrations méritent d'être prises en compte dans le processus de formation des images, la réponse dépend du diamètre pupillaire. Liang et al. (1997) ont montré que la correction des aberrations du 2^{ème} au 4^{ème} ordre (selon les sujets) menait à l'obtention d'un œil limité à la diffraction. Alors que pour des pupilles en mydriase (= dilatées) à 7,3 mm, il s'agit de corriger les aberrations jusqu'au 8^{ème} ordre au minimum pour atteindre le même résultat (cf. Figure 6)

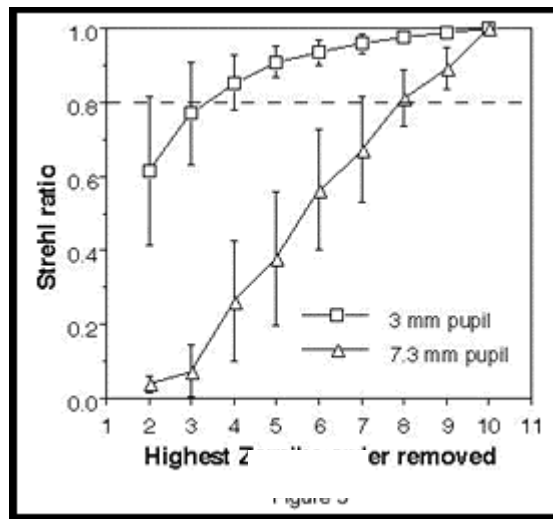


Figure 6 : aberrations à corriger pour atteindre la limite de diffraction dans l'œil. (Liang et al., 1997)

On peut retenir que, en général, pour un œil emmétrope, l'aberration prépondérante sur l'axe est l'aberration sphérique. Hors-axe, l'astigmatisme prend rapidement le dessus. Lorsque l'erreur de mise au point atteint des valeurs de l'ordre de $0,5 \delta$ pour des petites tailles de pupille, des verres correcteurs peuvent être prescrits. Les défauts statiques dépendent plus ou moins du stimulus accommodatif, et beaucoup des diamètres pupillaires (donc des conditions d'éclairage) et des individus. Le lecteur pourra trouver des détails supplémentaires sur la répartition des aberrations dans la population dans les travaux de Porter et al. (2001).

2.2. Mouvements de l'œil et défauts dynamiques

2.2.1. Stabilité en fixation

Quand on demande à un sujet de fixer un point donné, matérialisé par un détail du champ visuel, il a l'impression que son regard est immobile, mais c'est inexact. Une méthode subjective pour s'en convaincre est la suivante : si l'on fixe une marque au centre d'un cercle vert sur fond blanc, on voit assez vite apparaître au bord du cercle un liseré rouge, créé par les petits mouvements du regard. Diverses techniques, telles que

l'enregistrement du reflet cornéen d'une source lumineuse, permettent d'obtenir des indications qualitatives, souvent peu précises, sur les mouvements des yeux. Il semble cependant que l'on puisse distinguer trois types de mouvements de l'œil en fixation :

- le « tremblement », d'amplitude très faible (< 25 secondes d'angle), possédant un spectre de puissance qui décroît de manière monotone de 5 à 200 Hz.
- la « dérive » : c'est un mouvement lent (≈ 4 minutes d'angle par seconde), de plus grande amplitude (il peut atteindre 5 minutes d'angle).
- les « microsaccades » corrigent les mouvements de dérive. Là encore, l'amplitude et la fréquence de ce type de mouvements varient fortement d'un sujet à l'autre. Des valeurs maximales de 25 minutes d'angle ont été enregistrées, à des intervalles de temps allant de 300 ms à quelques secondes.

Lorsque l'on parvient à contrecarrer ces mouvements et que l'on stabilise l'image sur la rétine, celle-ci se fragmente et semble même disparaître totalement au bout d'un moment, du fait de la saturation des photorécepteurs. Ces mouvements ont donc leur place dans le processus de perception visuelle et ont été étudiés par Barber et al. (1976) et Carpenter (1988).

2.2.2. Stabilité et précision de la réponse en accommodation

Lorsqu'une cible est visualisée à distance finie, la réponse en accommodation de l'œil présente de petites fluctuations qui se produisent à des fréquences pouvant atteindre 5 Hz. L'amplitude de ces fluctuations augmente avec la proximité de la cible mais une valeur moyenne de $0,25 \delta$ est avancée par Williams (1995). Un pic important apparaît dans le spectre de puissance de ces fluctuations, à une fréquence comprise entre 1 et 2 Hz ; il correspond aux pulsations cardiaques du sujet.

De plus, la réponse à un stimulus accommodatif est souvent erronée. Les sujets présentent dans l'ensemble une tendance à sur-accommoder pour des cibles éloignées, et à sous-accommoder pour des cibles proches (cf. Figure 7). La réponse au stimulus d'accommodation varie avec la luminance ambiante (plus cette dernière est faible, plus les réponses sont mauvaises). Indépendamment de la luminance, pour une pupille de petite taille, une plus grande profondeur de champ permet à l'œil de tolérer des erreurs en accommodation plus importantes.

Le lecteur pourra se reporter aux travaux de Charman et al. (1988).

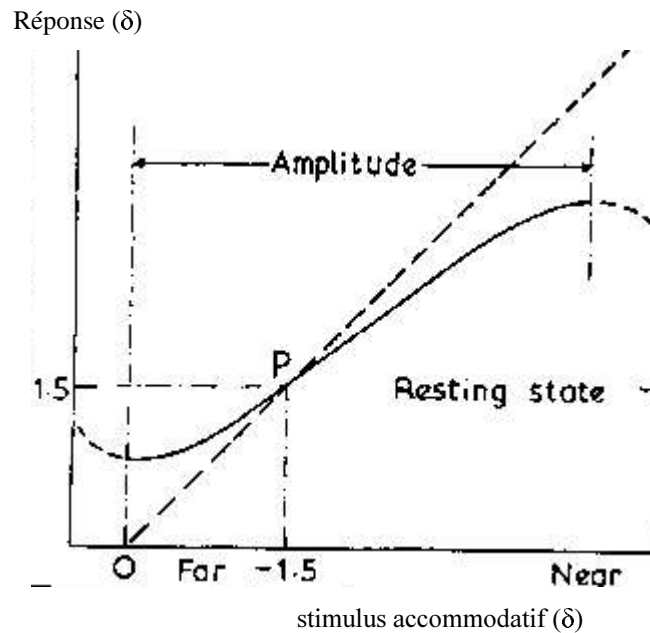


Figure 7 : accommodation statique réponse/stimulus dans des conditions photopiques. La ligne en tirets indique la réponse idéale.

2.2.3. Structure du corps vitré

Le corps vitré est très transparent. Cependant, les hétérogénéités décrites au paragraphe 1.3.3 ne sont pas optiquement neutres. C'est là l'origine des « mouches volantes » sombres, qui sont en fait des agrégats de particules plus denses donc moins transparents que le reste du vitré (ce phénomène est non pathologique). Ainsi, examiné au microscope optique classique, le vitré semble optiquement vide, par contre, au microscope à contraste de phase, on distingue des membranes sinueuses et réfringentes, mobiles avec les mouvements du globe. Ces caractéristiques anatomiques permettent-elles de supposer que ce milieu pourrait être le siège de fluctuations d'indice de réfraction, accentuées par la pression mécanique exercée par le cristallin lors du phénomène d'accommodation ? L'hypothèse est osée et nécessiterait préalablement l'élimination des autres causes de dégradation des images oculaires avant de pouvoir être testée plus avant.

2.3. Diffusion

Une grande variété d'hétérogénéités de petite échelle, qui diffusent la lumière, existent dans les tissus transparents de l'œil. En outre, des réflexions ont lieu sur les différentes surfaces, y compris sur la rétine.

La moitié de la lumière diffusée provient du cristallin. Un quart environ est issu de la cornée et un autre quart de réflexions rétiniennes. Il y a en fait assez peu de diffusion dans l'humeur aqueuse et dans le milieu vitré. La quantité de lumière diffusée augmente avec l'âge, probablement essentiellement à cause de l'opacification progressive du cristallin.

2.4. L'effet Stiles-Crawford I

Différentes études ont montré que les photorécepteurs rétiniens agissent comme des guides d'onde : ils ne peuvent accepter des rayons lumineux que dans un certain angle solide. Ceci permet d'optimiser la réception du signal visuel venant du monde extérieur et de rejeter une partie de la lumière parasite issue de réflexions et diffusions internes à l'œil. Le « champ visuel » du photorécepteur dépasse cependant l'angle défini par l'ouverture pupillaire. C'est pourquoi d'autres mécanismes sont prévus pour éliminer une autre partie de la lumière indésirable (changements photomécaniques des cellules, par exemple). Dans un œil sain, les photorécepteurs sont orientés approximativement vers le centre de la pupille de sortie de l'œil. Cet alignement est maintenu sur les 35° centraux de la rétine. L'ensemble de ces propriétés porte le nom d'effet Stiles-Crawford du premier type (SCE I, Stiles-Crawford Effect). SCE I a une influence majeure sur la qualité des images rétiniennes : ainsi, dans le cas où de la lumière provenant des bords de la pupille dégrade fortement la qualité d'une image, l'apodisation par SCE I va évidemment avoir un effet positif, comme le montrent Atchinson et al. (1998). Cependant, les choses se compliquent lorsqu'une aberration sphérique compense une défocalisation par exemple : les rayons marginaux se trouvent alors bien focalisés, et SCE I les atténue. Cette fois, son impact est plutôt négatif. Ye et al. (1992) montrent que SCE I a également des effets sur la TCA.

3. Conclusion/qualité finale de l'image

Après avoir pris connaissance de l'anatomie de l'œil, le lecteur a pu constater que les sources potentielles de dégradation des images formées par un œil normal sont nombreuses. Des modifications ont lieu à différentes échelles temporelles (fluctuations en accommodation autour du plan focal), dépendent de l'âge (presbytie, diffusion), des conditions extérieures (niveau de luminance ambiante), de l'état de fatigue des sujets... Il est donc difficile de classer ces sources de dégradation par ordre d'importance, d'autant plus qu'elle varient également en fonction des individus.

S'il est possible de remédier à certains facteurs de dégradation, surtout sur des yeux pathologiques (prescription de verres correcteurs dans les cas de défauts de mise au point trop importants par exemple), il est d'autres facteurs contre lesquels on lutte moins aisément. D'ailleurs, certaines caractéristiques qui pourraient apparaître au départ comme des limitations se révèlent être parfois tout à fait adaptées. Ainsi, pour de petits diamètres pupillaires (< 3 mm) correspondant à des conditions de vision diurnes, certains yeux sont limités à la diffraction (Liang et al., 1997). Avec un tel diamètre pupillaire, les meilleures performances sont atteintes pour les fréquences spatiales qu'on retrouve le plus souvent au cours de la vision normale (i.e., 0-30 cycles / degré). Afin d'augmenter la fréquence de coupure de l'œil, pour percevoir des détails plus fins, on pourrait songer à dilater la pupille. Mais dans la pratique, les aberrations apparaissent croissantes et ont des effets désastreux sur la qualité des images. *La meilleure performance optique résulterait clairement de la correction des aberrations sur une pupille dilatée.* On peut noter au passage que la nature a déjà entamé le travail en dotant la cornée de surfaces asphériques alors que le cristallin est en fait une lentille à gradient d'indice !

La distinction que j'ai faite entre aberrations statiques (paragraphe 2.1) et défauts dynamiques (paragraphe 2.2) doit être utilisée avec précaution. En effet, une étude récente (Hofer et al., 2001) semble montrer que toutes les aberrations quel que soit l'ordre considéré, présentent une variation temporelle (un peu comme la mise au point sur la rétine, par l'intermédiaire des fluctuations en accommodation). Cependant, dans la suite de cette thèse, je continuerai à utiliser le terme d'aberrations statiques pour désigner les aberrations selon Zernike (defocus, astigmatisme, coma, aberration sphérique etc...), et ce par opposition aux défauts dynamiques avérés de l'œil tels que les fluctuations en accommodation, l'instabilité autour du point de fixation etc... La composante statique des aberrations de Zernike reste de toutes façons prioritaire dans la liste des défauts à corriger pour tendre vers la diffraction (Hofer et al., 2001).

Les aberrations statiques et dynamiques pourraient être corrigées par une technique d'Optique Adaptative ; c'est ce que je me propose d'étudier au chapitre suivant.

Références

Artal P., Iglesias I., Lopez-Gil N., Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system, *J. Opt. Soc. Am. A* 12 (10) (1995), 2358-2366

Atchison D. A. , Joblin A. , and Smith G. , Influence of Stiles-Crawford effect apodization on spatial visual performance., *J. Opt. Soc. Am. A* 15, 2545-2551 (1998).

Barber, P. J. & Legge, D. (1976), *Perception and Information*, Methuen, London, chapter 4: Information Acquisition, pp. 54-66.

Bueno J.M., Depolarization effects in the human eye, *Vis. Res.* 41 (2001) 2687-2696

Carpenter, R. H. S.: *Movements of the Eye*. Pion, (1988).

Charman W.N., Heron G. Fluctuations in accommodation : a review. *Ophtal. Physiol. Opt.*, 1988, Vol. 8, April, 153-164

Chauvaud, Le vitré. Dans *Précis d'Ophtalmologie*, Pouliquen (1983)

Gullstrand A. , *Handbuch der Physiologischen Optik* (Bd.1), Voss, Hamburg, 299 (1909).

Hofer H., Artal P., Aragon J.L., Williams D.R., Dynamics of the wave aberration in the human eye, *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 18, (2001), 497-506

Liang J., Williams D.R., Aberrations and retinal image quality of the normal human eye, *J. Opt. Soc. Am. A* 14 (1997) 2873-2883

Moreno E., thèse de doctorat, *Laser ray tracing in the human eye : Measurement and correction of the aberrations by means of Phase Plates*, 2000, Institute of Optics, CSIC

Porter J., Guirao A., Cox I.G., and Williams D.R., "Monochromatic aberrations of the human eye in a large population," *J. Opt. Soc. Am. A* 18 (8) (2001), 1793-1803

Wandel B.A., *Foundations of Vision*, 1995, Sinauer Associates

Williams D. R., Vol. 1, Part. 7, *Handbook of Optics*, 1995

Ye M., Bradley A., Zhang X., and Thibos L.N., The effect of pupil size on chromostereopsis and chromatic diplopia: Interaction between the Stiles-Crawford Effect and chromatic aberration., *Vision Research* 32, 2121-28 (1992).

CHAPITRE II : LA TECHNIQUE D'OPTIQUE ADAPTATIVE

Lorsqu'une onde plane traverse un milieu dont l'indice fluctue, elle perd sa planéité. L'Optique Adaptative (OA) est une technique optoélectronique visant à redresser « en temps réel » le front d'onde déformé, ce qui permet d'obtenir des images à haute-résolution spatiale. Babcock (1953), propose ce concept afin de compenser les effets de la turbulence atmosphérique qui dégrade les images astronomiques au foyer des télescopes. L'US Airforce entreprend de vastes recherches sur le sujet dans les années 70, tenues un temps secrètes. C'est en 1977 que l'optique adaptative refait surface dans le monde astronomique, avec un premier prototype mis au point par Hardy (Hardy et al., 1977), permettant l'obtention d'images longue pose à haute résolution angulaire. Il faut cependant attendre 1989 et le projet français Come-On, installé sur le télescope de 3,6 m de l'ESO (European Southern Observatory) au Chili, pour voir enfin un système opérationnel, capable de fournir des résultats astrophysiques probants (Rousset et al., 1990). Ce succès a alors déclenché un véritable engouement pour l'optique adaptative. Un nombre impressionnant de projets ont vu le jour au cours des dernières années. Il s'est avéré que l'optique adaptative possédait un champ potentiel d'applications beaucoup plus large que l'observation astronomique. Outre les applications militaires (peu de références disponibles), divers projets plus ou moins concrets existent, dans le domaine industriel (contrôle non destructif, focalisation de lasers puissants au Laboratoire d'Utilisation des Lasers Intenses par exemple pour la découpe ou la soudure), ainsi que dans le domaine des télécommunications optiques

(Tyson, 1996). Récemment, des chercheurs américains ont eu l'idée d'utiliser l'OA comme un outil ophtalmologique : Liang et al. (1997) ont, les premiers, publié des images de rétine humaine *in vivo* après correction adaptative. Des équipes européennes leur ont dernièrement emboîté le pas (Vargas-Martin et al., 1998). Dans ce chapitre, nous allons rappeler les principes de base et le fonctionnement d'un système d'OA. Nous examinerons également dans quelle mesure cette technique peut être utilisée dans le cas d'un œil : aux limitations intrinsèques à l'OA ne manqueront pas de venir s'ajouter des problèmes dus au fait que l'œil est un milieu biologique vivant.

1. Bases de l'OA

1.1. Le front d'onde aberrant

Dans ce paragraphe, je décris l'action d'un milieu perturbateur sur la propagation d'une onde plane issue d'un objet ponctuel situé à l'infini. Le schéma ci-dessous (Figure 8) modélise simplement les différents éléments : l'onde plane, d'amplitude initiale A , le milieu perturbateur (par exemple une couche turbulente dans le cas de la propagation atmosphérique) d'épaisseur z_0 , et la pupille d'entrée de l'instrument imageur, dans le plan de cote nulle.

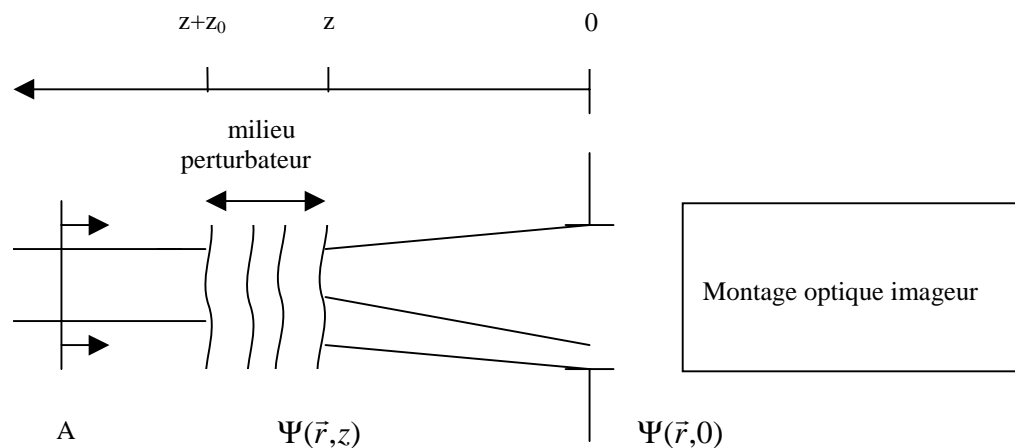


Figure 8 : schéma de la propagation d'une onde plane à travers un milieu perturbateur jusque dans la pupille d'un instrument d'optique.

- Expression du champ initial

En tout point $\vec{r}(x,y)$ d'un plan perpendiculaire à \vec{z} , le champ électrique, émis par une source ponctuelle située à l'infini et se propageant dans la direction \vec{z} s'écrit à un instant donné sous la forme d'une onde plane :

$$\Psi(\vec{r}, z+z_0) = A \quad (1)$$

en choisissant convenablement l'origine des phases et en omettant le terme $\exp(i\omega t)$.

- Expression du champ en sortie du milieu perturbateur

Lorsque l'onde traverse un milieu perturbateur d'épaisseur z_0 suffisamment faible pour que les effets diffractifs sur la propagation soient négligeables, le champ électrique en sortie de ce milieu s'écrit :

$$\Psi(\vec{r}, z) = A \cdot \exp[i\Phi(\vec{r}, z)] \quad (2)$$

- Expression du champ dans la pupille d'entrée du système optique

La propagation de l'onde en dehors du milieu perturbateur, jusque dans la pupille du montage optique peut s'exprimer à l'aide d'une intégrale de Fresnel, dès lors que la distance entre le milieu perturbateur et la pupille est grande devant le diamètre de cette dernière et très grande devant la longueur d'onde. Le champ dans la pupille est alors de la forme :

$$\Psi(\vec{r}, 0) = \Psi(\vec{r}, z) \oplus \frac{1}{i\lambda \cdot z} \exp\left(\frac{i\pi \cdot r^2}{\lambda \cdot z}\right) = A(\vec{r}, 0) \exp[i\Phi(\vec{r}, 0)] \quad (3)$$

où « \oplus » désigne le produit de convolution. La dépendance spatiale du terme d'amplitude $A(\vec{r}, 0)$ apparaît dans la pratique lorsque la propagation d'un défaut de phase se fait sur une distance suffisamment longue pour induire des fluctuations de l'amplitude (scintillation). Dans le cadre de l'approximation dite du champ proche, on néglige cette dépendance. On définit alors la fonction pupille P comme valant $\exp[i\Phi(\vec{r}, 0)]$ dans la pupille et 0 à l'extérieur.

- Expression du champ dans le plan image du montage optique

Soit λ la longueur d'onde de travail. La théorie de la diffraction à l'infini établit que le montage optique se comporte comme un opérateur de Fourier. L'amplitude complexe de l'onde dans le plan image est donc :

$$\Psi_{image}(\vec{\eta}) \propto \int P(\vec{r}) \exp\left[-i\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)\vec{r}\vec{\eta}\right] d\vec{r} \quad (4)$$

où $\frac{\vec{r}}{\lambda}$ et $\vec{\eta}$ sont conjuguées au sens de Fourier.

L'image, qui n'est autre que la PSF (Point Spread Function ou réponse impulsionnelle) du système, est alors proportionnelle au module carré de cette amplitude.

- Expression de la fonction de transfert du système

La fonction de transfert est la transformée de Fourier de la Fonction d'Étalement de Point (FEP). Dans ce rapport, j'utiliserai indifféremment le terme anglais de Point Spread Function (PSF), ou le terme français pour désigner la réponse impulsionnelle du système. Par le théorème de Wiener, la fonction de transfert s'écrit aussi comme l'autocorrélation de la fonction pupille P (éclairage incohérent).

$$\hat{T}\left(\frac{\vec{\rho}}{\lambda}\right) = \frac{1}{S} \iint P^*(\vec{r}) P(\vec{r} + \vec{\rho}) d\vec{r} \quad (5)$$

où $*$ représente le complexe conjugué et S est la surface de la pupille.

L'application de l'inégalité de Schwartz à l'équation 5, montre que l'amplitude de la fonction de transfert chute lorsque des aberrations sont présentes dans la pupille. Ceci se traduit par la réduction du contraste des différentes fréquences spatiales de l'image, dégradant ainsi la résolution (cf. paragraphe 2.2.1).

- Cas de la propagation à travers l'atmosphère

Ce formalisme s'applique par exemple au calcul de l'éclairement de l'image d'une étoile au foyer d'un télescope. Le milieu perturbateur est alors constitué d'une ou plusieurs couches turbulentes de l'atmosphère. La phase aberrante Φ peut être reliée simplement aux fluctuations locales de l'indice de l'air (qui dépend de la température, de l'humidité et de la pression). Le phénomène de scintillation est dans ce cas particulier à l'origine du « clignotement » des étoiles. Il n'est cependant pas très gênant (les fluctuations d'intensité sont de l'ordre de 10%) comparé aux effets induits par les variations de phase.

Dans ce cadre de la propagation à travers l'atmosphère, les fluctuations temporelles de la phase aberrante sont régies par l'hypothèse suivante : le terme temporel considéré comme dominant est celui dû au déplacement des couches traversées par l'onde se propageant (l'évolution temporelle de la structure de la couche est négligée). C'est l'hypothèse de la « turbulence gelée ».

1.2. Schéma de principe d'un montage d'OA

Je viens d'exposer l'action d'un milieu perturbateur sur la phase des ondes le traversant : le front d'onde engendré par une source ponctuelle à l'infini, initialement plan, se trouve être déformé « aléatoirement » lorsqu'il atteint la pupille d'entrée de l'instrument imageur. Si ce dernier comprend un système d'OA, il fonctionne sur le principe évoqué ci-dessous.

1.2.1. Description

Même si les différents montages d'OA n'utilisent pas tous la même technologie, leur principe repose toujours sur le schéma suivant (Figure 9).

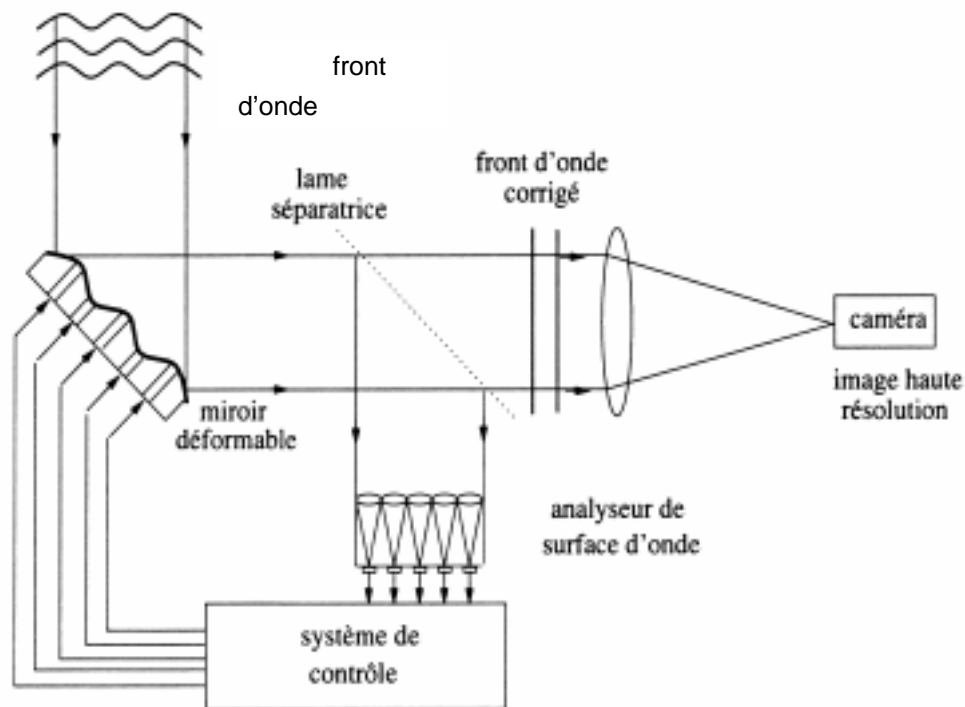


Figure 9 : principe de l'Optique Adaptative. Le front d'onde est corrigé par le système modulateur (Miroir Déformable) qui en épouse la forme . Il est ensuite renvoyé en partie vers l'Analyseur de Front d'Onde qui en mesure l'écart à la planéité et en déduit la commande à appliquer au Miroir Déformable.

On se place dans le cas simple où l'objet dont on veut faire l'image est très lumineux (pour que les récepteurs optiques recueillent assez de signal), ponctuel et situé suffisamment loin du montage pour être considéré comme étant à l'infini. Il engendre donc une onde plane si les milieux traversés sont homogènes et non-aberrants.

Le front d'onde issu de l'objet et déformé par la traversée du milieu perturbateur se réfléchit sur un **Miroir Déformable** (MD), ou un autre système modulateur. L'écart à la planéité du front d'onde réfléchi est ensuite mesurée par un **Analyseur de Front d'Onde** (AFO). A partir de ces mesures, un dispositif de contrôle (Processeur + logiciel de calcul) modifie à très haute fréquence la forme du système modulateur afin de suivre l'évolution temporelle des aberrations présentes dans la pupille d'entrée. Le montage en boucle d'asservissement par rétro-action (boucle fermée) permet d'assurer la stabilité du dispositif.

Le système d'acquisition d'images (souvent une caméra CCD sensible) est placé en aval du MD. Lorsque la planéité du front d'onde est jugée suffisante, on déclenche la prise d'images à haute résolution.

Les éléments-clés d'un montage d'Optique Adaptative, à savoir l'Analyseur de Front d'Onde et le Miroir Déformable sont décrits respectivement au chapitre II, paragraphe 1.3.1 et au chapitre III, paragraphe 3.2.1.

1.2.2. Définitions

- La Boucle Ouverte (BO)

Lorsque le gain de la boucle d'asservissement est fixé à zéro, le système de correction n'a aucune action modifiant le front d'onde ; on se borne alors à mesurer sa déformation en temps réel, à l'aide de l'AFO : on travaille en **boucle ouverte** lorsque l'on cherche à obtenir des renseignements sur le milieu perturbateur.

- La Boucle Fermée (BF)

L'attribution au gain d'une valeur différente de zéro permet de corriger plus ou moins rapidement les défauts de planéité du front d'onde : on travaille alors en **boucle fermée**.

- L'étoile laser et la zone isoplanétique

Il peut arriver que l'objet dont on veut faire l'image à travers le milieu perturbateur ne soit pas ponctuel, ou pas assez lumineux pour une analyse correcte des aberrations. On crée alors artificiellement une source ponctuelle très brillante et proche de cet objet, appelée **étoile laser** en astronomie. Le milieu perturbateur est situé dans un plan différent de la pupille du système. Par conséquent, les rayons qui proviennent du champ observé ne le traversent pas tout à fait au même endroit que ceux issus de la source de référence. Ainsi, la correction de phase à apporter sur le MD n'est pas rigoureusement la même pour les deux objets: il en résulte une erreur dite d'**anisoplanétisme**, qui dégrade la qualité de l'image. Cet effet est d'autant plus marqué que le milieu perturbateur est situé loin de la pupille et que la distance angulaire entre la source de référence et l'objet observé est importante. En astronomie, où l'on observe des objets ponctuels, le champ d'isoplanétisme est défini par l'angle à partir duquel la corrélation des PSF associées aux deux directions d'observation (source de référence et objet d'étude) passe sous un seuil donné.

Dans ce travail, je ferai l'approximation que l'erreur d'anisoplanétisme est négligeable. Je reviendrai sur ce point au paragraphe 3.2.2.

1.3. Reconstruction du front d'onde, principe de l'Analyseur de Front d'Onde

Examinons d'un peu plus près le rôle et le fonctionnement de l'élément clé qu'est l'ensemble {AFO + logiciel de reconstruction du front d'onde associé}.

La phase aberrante $\Phi(\vec{r},0)$ de l'onde à l'entrée du système d'OA peut être décomposée sur une base de la pupille :

$$\Phi(\vec{r},0)=\Phi=\sum_0^{\infty} a_i Z_i(\vec{r}) \quad (6)$$

où les Z_i sont les vecteurs de la base. Dans la pratique, la décomposition se fait sur un nombre fini N de modes et on n'obtient qu'une estimation de la phase :

$$\bar{\Phi} = \sum_0^N a_i Z_i \quad (7)$$

Aux aberrations statiques du montage optique près, cette phase aberrante à la pupille d'entrée du système se retrouve à l'identique au niveau de la pupille du MD et de celle de l'AFO, qui sont toutes trois conjuguées. C'est le rôle de l'AFO et du logiciel associé que de reconstruire la phase sur une base de modes choisis *a priori*, tout au long du processus d'asservissement. Dans la suite de ce chapitre, j'emploierai le terme « phase corrigée » pour désigner la phase $\bar{\Phi}$ reconstruite par l'AFO et le logiciel associé *après convergence de l'asservissement*.

1.3.1. Principe de l'AFO de type Shack-Hartmann

Il existe différents types d'analyseurs de front d'onde : certains sont sensibles à la phase (interféromètres...), d'autres à sa dérivée, c'est le cas du Shack-Hartmann, d'autres encore, à sa dérivée seconde (analyseur de courbure). On se limitera ici à décrire les analyseurs de type Shack-Hartmann.

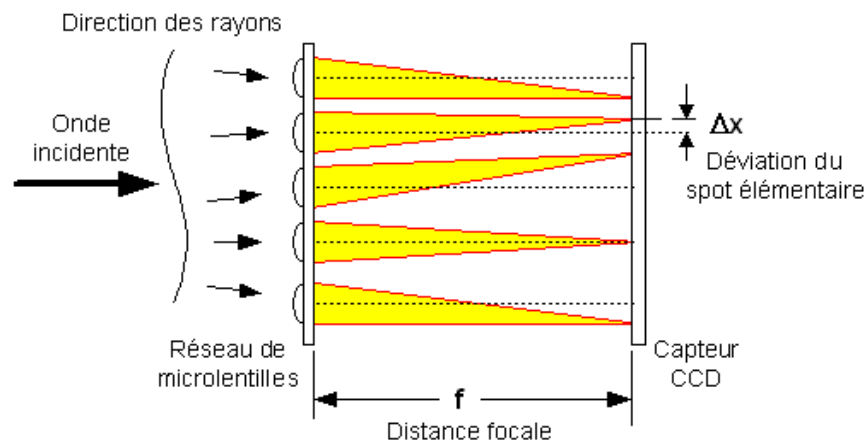


Figure 10 : principe d'un analyseur de front d'onde de type Shack-Hartmann.

Un analyseur de front d'onde Shack-Hartmann (SH) est constitué de deux éléments : une caméra CCD (ou un détecteur d'un autre type), reliée à un ordinateur, et une matrice de minuscules lentilles constituées de deux cylindres d'axes croisés

superposés. La pupille définie par chacune de ces lentilles est carrée. Ces lentilles sont le plus souvent réalisées par insolation d'une résine photosensible déposée sur une plaque en verre. La projection sur le détecteur de la pupille définie par une microlentille élémentaire est appelée *sous-pupille*.

A l'aide de ce réseau de microlentilles, on divise spatialement le front d'onde dans le plan pupille. Au foyer des microlentilles se trouve le détecteur (caméra CCD) qui enregistre les images (spots) produites par chacune des microlentilles. En l'absence d'aberration, chaque lentille donne une image de l'objet de référence centrée sur son axe optique, les spots ont alors une répartition d'intensité en sinus cardinal au carré. Dans le cas où le front d'onde n'est pas plan, on montre que le déplacement du centre de gravité de chacun des spots est proportionnel à la dérivée de la phase dans chaque direction, sur la surface de la sous-pupille (Rigaut, 1993) C'est pourquoi on dit que le SH sert à mesurer des *pentés*. Le calculateur qui fait la liaison entre caméra d'analyse et MD utilise ce résultat mathématique pour calculer la projection sur les Zi du front d'onde intercepté par la matrice de microlentilles.

Remarquons qu'aux aberrations qui nous intéressent (engendrées dans le milieu perturbateur) viennent s'ajouter des aberrations statiques dues à la propagation dans le montage d'OA. Dans le cas d'un travail en BF, le MD les corrige au même titre que les premières. Par contre, dans le cas d'un travail en BO, où l'on cherche à obtenir une mesure absolue des défauts du front d'onde, il faudra penser à soustraire les aberrations du montage..

Il faut tenir compte des erreurs de correspondance entre pixels du CCD et microlentilles (par exemple : plan du CCD non parallèle au plan des microlentilles). Elles se manifestent au travers du fait que la focalisation d'une onde plane n'a pas lieu rigoureusement au centre des sous-pupilles. Le concept de **pentés de référence** est alors introduit : on crée une onde plane devant l'AFO et on impose à l'ordinateur de considérer les positions des spots correspondants comme celles vers lesquelles il faut tendre lors de la fermeture de boucle.

1.3.2. La reconstruction

1.3.2.1. Nécessité d'une base pour la reconstruction

Il est intéressant de choisir la base de modes sur laquelle on reconstruit le front d'onde en fonction de l'utilisation que l'on fera de cette reconstruction : Pour l'analyse en boucle ouverte, impliquant une étude a posteriori, la base des **polynômes de Zernike** est tout à fait adaptée, les premiers modes correspondant aux aberrations de bas-ordre

habituellement rencontrées par les opticiens. Par contre, lorsque l'on travaille en boucle fermée, l'utilisation de la base des **modes propres** du système permet de gagner du temps et de minimiser la propagation du bruit dans le système (Rousset, 1994). Je décrirai brièvement ces deux bases un peu plus loin dans ce paragraphe.

Les mesures des pentes sur le Shack-Hartmann, m_j , sont les moyennes du gradient de la phase sur une sous-pupille (cf. paragraphe 1.3.1). Alors :

$$m_j \propto \sum_1^N a_i \cdot \iint_j \nabla Z_i ds \quad (8)$$

où s désigne une sous-pupille.

Cette relation peut être exprimée sous la forme matricielle,

$$m = D a \quad (9)$$

où m est un vecteur contenant les mesures du Shack-Hartmann, a un vecteur contenant les N coefficients de la décomposition et D une matrice (matrice d'interaction), dont les éléments sont les gradients moyens sur les sous-pupilles des modes de la base considérée. Pour déterminer le vecteur a et reconstruire le front d'onde, il s'agit d'inverser la matrice D . Dans la plupart des configurations, le nombre de mesures et de degrés de liberté (modes) sont rarement identiques, c'est pourquoi il est nécessaire de contraindre davantage le système pour inverser D . Ainsi, on peut choisir d'appliquer le critère des moindres carrés à l'expression $\|m - Da\|^2$, ce qui revient à rechercher un estimateur \hat{a} du vecteur a minimisant la quantité :

$$\sum_j \sum_{i=2}^N (m_j - D_{i,j} \hat{a}_i)^2 \quad (10)$$

En fonction de la base de modes choisie pour la reconstruction, il sera possible ou non de déterminer analytiquement les coefficients \hat{a}_i . Des méthodes numériques, telle la méthode SVD (Singular Value Decomposition), permettent de résoudre le problème de l'inversion de D en faisant apparaître les modes propres du système, de sensibilité différente, fonction de la valeur propre associée. La sensibilité à un mode désigne la capacité du système à reconnaître une déformation du front d'onde donnée. Cette décomposition permet de filtrer certains modes auxquels le système n'est pas du tout sensible, tel le piston (déplacement du front d'onde parallèlement à lui-même).

En résumé, le rôle de l'AFO est de « matérialiser » (sous la forme de pentes), les défauts du front d'onde incident. Ces défauts sont ceux du front d'onde issu de l'objet de référence, après traversée du milieu perturbateur, lorsque l'on prend les précautions qui s'imposent (enregistrement de pentes de référence par exemple). C'est le logiciel associé qui, à partir des valeurs des pentes, retrace la « cartographie » du front d'onde, sous la forme de coordonnées dans une base de vecteurs de la pupille.

Les paragraphes suivants sont consacrés à la description des deux bases utilisées au cours de mon travail.

1.3.2.2. La base des polynômes de Zernike

Les polynômes de Zernike sont une famille de fonctions définies sur un disque de rayon unité. Ils s'expriment comme le produit d'une fonction polynomiale et d'une fonction trigonométrique.

$$Z_{pair} = R_n^m(\rho) \cos(m\theta), m \neq 0$$

$$Z_{impair} = R_n^m(\rho) \sin(m\theta), m \neq 0$$

$$Z = R_n^0(\rho), m = 0$$

m est l'indice azimutal et n l'ordre radial.

Les polynômes de Zernike sont utilisés en optique en général et en optique adaptative en particulier pour plusieurs raisons :

- ils possèdent une forme analytique relativement simple. Il en est de même de leur transformée de Fourier.
- les premiers polynômes de Zernike ont une interprétation physique commode, car ils sont très similaires aux aberrations optiques « classiques ». Moyennant quelques « recombinaisons », les polynômes de Zernike Z_4 à Z_8 représentent les aberrations de Seidel du 3^e ordre.

Z	Coefficient	Polynomes	Noms	ordre
0	$A_{0,0}$	1	Piston	0
1	$A_{1,1}$	$2 \rho \cdot \cos\phi$	Tip	1

Chapitre II : la technique d'Optique Adaptative

2	$B_{1,1}$	$2\rho\sin\phi$	Tilt	1
3	$A_{2,0}$	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	Défocalisation	2
4	$A_{2,2}$	$\sqrt{6}\rho^2\cos 2\phi$	Astigmatisme	2
5	$B_{2,2}$	$\sqrt{6}\rho^2\sin 2\phi$	Astigmatisme	2
6	$A_{3,1}$	$\sqrt{8}(3\rho^2 - 2)\rho\cos\phi$	Coma	3
7	$B_{3,1}$	$\sqrt{8}(3\rho^2 - 2)\rho\sin\phi$	Coma	3
8	$A_{4,0}$	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Aberration sphérique du 3 ^e ordre	4

Tableau 1 : les neuf premiers polynômes de Zernike.

Si l'on se place dans la base des polynômes de Zernike, la détermination de D par l'équation (9) est aisée, puisque l'on dispose d'une expression analytique de ces polynômes. Et la phase s'exprime simplement sous la forme suivante :

$$\Phi(\vec{r},\theta) = A_{0,0} + \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_{n=2}^{\infty} A_{n,0} R_n^0(r) + \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^n [A_{n,m} \cos(m\theta) + B_{n,m} \sin(m\theta)] R_n^m(r) \quad (11)$$

1.3.2.3. La base des modes propres du système

Les modes propres du système apparaissent au cours de la décomposition SVD. Dans la pratique, ils sont déterminés simplement en excitant successivement les actionneurs (\approx miroirs élémentaires, cf. chapitre III, paragraphe 3.2.1) du MD avec une tension unité. Les mesures correspondantes du SH donnent directement les dérivées de ces modes sur chaque sous-pupille, c'est-à-dire les termes $D_{i,j}$. Lorsque l'on cherche à corriger le front d'onde, ces modes interviennent forcément, puisque tôt ou tard, il faut exprimer la phase « sur le MD ». Le passage par une autre base allonge les calculs (donc diminue la bande passante du système d'OA) et même fausse la reconstruction qui repose sur des projections vectorielles ; on utilise donc préférentiellement ces modes dans le travail en BF.

A ce stade, le dispositif que j'ai décrit est capable de mesurer les déformations d'un front d'onde aberrant, de les retranscrire par l'intermédiaire d'un logiciel et d'une carte au miroir déformable, qui n'a plus qu'à effectuer la correction. L'OA étant un mécanisme asservi, cette étape est répétée autant de fois que nécessaire pour que le front d'onde redressé soit plan. Malheureusement, il existe des phénomènes qui entravent le bon déroulement de ce processus.

2. Performances d'un système d'OA

La performance ultime d'un système d'OA est la limite de diffraction. Cependant, de nombreux facteurs empêchent que cette limite ne soit atteinte: la phase du front d'onde corrigé par OA diffère de celle que l'on attendrait en l'absence de milieu perturbateur.

Les conditions extérieures peuvent jouer sur la qualité de la correction obtenue. Ainsi, dans le cas de l'observation astronomique, la situation géographique des télescopes est primordiale. Il existe un paramètre privilégié caractérisant la qualité d'un site : le seeing, qui mesure l'importance de la turbulence atmosphérique.

Le choix des composants du système d'OA (qualité des caméras CCD d'analyse et d'imagerie, paramètres de la matrice de microlentilles etc...) joue sur la qualité finale de l'image. Certaines limites fondamentales (bruit de lecture non nul, choix du nombre de polynômes de la base de reconstruction etc...) ne peuvent de toutes façons pas être dépassées, même lorsque le système est optimisé en fonction des conditions extérieures.

Dans le paragraphe 2.1, les défauts engendrant des écarts à la planéité pour le front d'onde corrigé sont classés. Même lorsque le système est optimisé en fonction des perturbations que l'on veut corriger, ceux-là ne peuvent être annihilés dans la plupart des cas. Le paragraphe 2.2 vise à décrire certains outils utilisés couramment afin d'évaluer le degré de correction obtenu.

2.1. Les sources d'erreurs

Quatre types d'erreurs quasiment impondérables et affectant la reconstruction de la phase tout au long de l'asservissement peuvent être distinguées : le bruit de mesure, les erreurs temporelles, les erreurs de modélisation et l'anisoplanétisme. Ce dernier point a déjà été abordé au paragraphe 1.2.2 je n'en reparle pas ici.

2.1.1. Le bruit de mesure

La mesure de la position du centre de gravité au foyer de chaque microlentille est entachée d'un bruit dépendant essentiellement de l'intensité de l'objet de référence et des performances de la caméra (rendement quantique, coefficient de conversion, etc...). Suivant la valeur de ces paramètres, on se trouve le plus fréquemment limité par le bruit de lecture de la caméra, ou encore par le bruit de photons du signal. Cette erreur de mesure affecte la précision de reconstruction de la phase et se propage en aval à travers

le système d'OA pour dégrader la qualité ultime de la correction. Pour estimer l'erreur de mesure, on chiffre l'erreur commise sur la détermination de la position du centre de gravité dans chaque sous-pupille, et on calcule son influence sur les différents modes servant à la reconstruction (i.e. la sensibilité du mode au bruit) à l'aide de la matrice D . Le gain de la boucle d'asservissement choisi a une influence sur l'importance de l'action du bruit de mesure : en simplifiant, plus le gain est élevé, plus on est sensible au bruit. Dans le cas d'un objet de référence peu brillant, il ne faudra donc pas choisir un gain trop grand.

2.1.2. Les erreurs temporelles

Elle sont la conséquence du retard entre le moment où s'effectue la mesure de la phase et le moment où le MD est effectivement positionné pour la corriger. Ce retard τ a pour origine le temps de pose fini sur la caméra d'analyse (là, également, plus l'objet de référence est lumineux, plus ce temps peut être réduit), auquel s'ajoute le temps de calcul des commandes à appliquer sur le MD. L'étude temporelle du comportement d'un tel système se fait en attribuant à chacun des éléments du système (MD, AFO, PC) une fonction de transfert. A partir de ces fonctions individuelles, on peut définir une fonction de transfert globale en BO, en BF etc... L'étude de celle-ci en BF montre qu'un système d'OA se comporte comme un filtre passe-bas.

2.1.3. Les erreurs de modélisation

Le MD a d'une part un nombre fini d'actuateurs et ne peut donc reproduire que les composantes basses fréquences (spatiales) du front d'onde et l'on commet donc une erreur de « sous-modélisation ». On peut définir d'autre part une erreur de repliement : la commande appliquée au miroir est déterminée en inversant une matrice de reconstruction calculée à partir d'une certaine base finie de modes (cf. paragraphe 1.3). Si le front d'onde à corriger est proportionnel à un mode extérieur à cet espace, le système va chercher à le corriger à l'aide des modes qu'il reconnaît (les modes de la base choisie). Et cette correction ne peut évidemment qu'être approchée.

Chacun de ces trois types d'erreurs peut s'exprimer en terme de variance d'un bruit correspondant. Les bruits sont considérés comme indépendants en première approximation et l'erreur totale (variance de la phase reconstruite par OA) est la somme des différentes variances. Une description plus détaillée des expressions de ces

variances, faisant intervenir des paramètres relatifs au système d'OA et à la turbulence atmosphérique est fournie par Rousset (1994).

2.2. Les outils de mesure

La qualité de correction d'un système d'OA peut être estimée de deux manières différentes : soit en étudiant directement les caractéristiques des images corrigées et en les comparant à celles des images brutes en boucle ouverte, soit en évaluant les propriétés statistiques de la phase corrigée. Ces deux façons de procéder sont parfois redondantes, mais peuvent également se compléter.

2.2.1. Les propriétés de l'image

2.2.1.1. La résolution

Il s'agit de la mesure de la capacité de l'instrument à séparer les images de deux points voisins. Cette formulation fait dépendre la résolution du contraste et l'on choisit donc plutôt d'utiliser le critère de Rayleigh pour définir cette notion : deux images sont résolues quand le maximum principal de l'une coïncide avec le premier minimum de l'autre.

Supposons que l'on dispose d'une image limitée à la diffraction d'un objet ponctuel (une étoile par exemple) ; si la pupille de sortie de l'instrument imageur est circulaire de rayon a , la mesure de la résolution sera donnée par le premier zéro de la fonction d'Airy ($0,61 \lambda / a$, où λ est la longueur d'onde émise par l'objet). Si des aberrations sont présentes dans la pupille, la résolution sera alors donnée par la fréquence de coupure du spectre de puissance de l'image. Elle vaut alors $\lambda / (2 a)$ au maximum (ce qui correspond à une définition différente de celle proposée par Rayleigh).

2.2.1.2. Le contraste

Là encore, il existe plusieurs manières de définir cette notion. Sur une image complexe, il dépend des structures présentes dans la zone où on le calcule. En isolant une zone dans laquelle la valeur du fond de l'image est à peu près constante, on peut estimer ainsi le « contraste apparent » :

$$C = \frac{I_{structure} - I_{fond}}{I_{fond}} \quad (12)$$

L'intensité d'une structure particulière de l'image dépend de la fonction de transfert du système par l'intermédiaire de l'équation suivante :

$$\hat{I} = \hat{T} \cdot \hat{O} \quad (13)$$

où \hat{I} est la transformée de Fourier de l'intensité dans le plan image due à la source, O , situé dans le plan objet. \hat{T} est la fonction de transfert du système.

L'amélioration apportée par la correction adaptative à la fonction de transfert se traduit par une augmentation du contraste sur les images.

2.2.1.3. Le rapport de Strehl, S

Dans le cas où l'objet est ponctuel, c'est le rapport de l'intensité maximale de l'image sur l'intensité maximale de la tache de diffraction à la longueur d'onde considérée.

L'intensité de l'image est maximale en son centre et de valeur égale à l'intégrale de la fonction de transfert. Dans l'espace de Fourier, le rapport de Strehl peut donc aussi s'écrire comme le rapport entre l'aire de la fonction de transfert du système et celle d'une fonction de transfert idéale normalisées (la fréquence nulle valant 1). La fonction de transfert idéale est celle que l'on mesurerait en l'absence d'aberrations, pour un système limité à la diffraction.

$$S = \frac{I(0)}{I_{diffraction}} = \frac{\iint \hat{I}(\vec{u}) d\vec{u}}{\iint I_{diffraction}(\vec{u}) d\vec{u}} \quad (14)$$

Pour calculer S dans la pratique, on procède ainsi : il s'agit de calculer l'autocorrélation d'une pupille circulaire de diamètre tel que l'autocorrélation ait même diamètre que la fonction de transfert du système. Le rapport des aires sous les courbes de fonction de transfert réelle et simulée donne la valeur du rapport de Strehl.

On admet classiquement que la limite de diffraction est atteinte pour des valeurs de rapport de Strehl excédant 0,8, ce qui revient à dire que le critère de Maréchal est vérifié par le système.

2.2.2. Les propriétés de la phase corrigée

2.2.2.1. La variance spatiale de la phase corrigée

La variance de la phase corrigée Φ

$$(\Delta\Phi)^2 = \langle \Phi^2 \rangle - \langle \Phi \rangle^2 \quad (15)$$

s'écrit comme la somme des différentes variances de bruit mentionnées au paragraphe 2.1, si l'on suppose que ces bruits sont décorrélés.

Lorsque l'on reconstruit la phase sur la base des polynômes de Zernike, cette variance trouve une expression particulièrement simple :

$$(\Delta\Phi)^2 = \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^n \frac{A_{n,m}^2 + B_{n,m}^2}{2(n+1)} \quad (16)$$

où les $A_{n,m}$ et $B_{n,m}$ sont les coefficients de la reconstruction associés respectivement aux polynômes de Zernike de même ordre en cosinus et en sinus (cf. paragraphe 1.3.2).

En outre, lorsque S est suffisamment grand, comme c'est le cas après correction adaptative, on peut effectuer un développement limité du terme $\exp(i\Phi)$ (où Φ désigne la phase corrigée). Ce terme intervient dans le calcul de l'intensité de l'image et on peut écrire le rapport de Strehl sous la forme approchée suivante :

$$S = \exp(-(\Delta\Phi)^2) \quad (17)$$

On démontre (Gendron 1995) que cette expression est exacte (sans approximation) lorsque le résidu de phase après correction est à très haute fréquence spatiale. Cela se conçoit bien lorsque l'on se représente le front d'onde correspondant et ses effets sur la FEP du système : ceux-ci consistent essentiellement en un affaissement de la partie centrale de la FEP, et

$$I(0) = I_{diffraction}(0) \cdot \exp(-(\Delta\Phi)^2). \quad (18)$$

2.2.2.2. La variance des pentes résiduelles

Il est intéressant d'enregistrer tout au long du processus d'asservissement la valeur des pentes dans chaque sous-pupille. La variance de ces pentes est liée à l'étalement du spot diagram (« FEP géométrique ») obtenu au foyer image. Le rapport

entre la variance des pentes en boucle ouverte et après correction donne la diminution du diamètre de ce spot diagram.

2.2.2.3. Le spectre de puissance temporel de la phase corrigée

Bien souvent, le nombre de degrés de liberté pour assurer la correction (modes du miroir) est très inférieur au nombre de sous-pupilles. La correction d'un mode a une action globale sur l'ensemble des pentes. Ce n'est donc pas en étudiant les pentes une par une que l'on peut juger de la qualité de la correction. On étudie plutôt les propriétés temporelles de la phase grâce au spectre temporel médian des pentes mesurées sur le SH, ou par l'intermédiaire du spectre de chaque mode de la reconstruction.

Les outils qui viennent d'être mentionnés permettent d'obtenir des renseignements sur les propriétés spatiales et temporelles de la phase ainsi que sur les propriétés spatiales de l'image (la phase étant perdue sur l'image, on n'a plus accès au domaine temporel). Dans la suite de ce chapitre, il s'agit de réfléchir à l'adéquation de l'Optique Adaptative dans le cadre de l'ophtalmologie : quelles améliorations va-t-elle permettre ? Après une comparaison entre milieu oculaire et atmosphère, j'aborde brièvement les points favorables et défavorables à l'application de l'Optique Adaptative sur l'œil vivant.

3. L'OA appliquée à l'œil

3.1. Vers une super-vision ?

En l'absence d'aberrations, la résolution d'un système optique est limitée par la diffraction des fronts d'onde. Dans ces conditions, l'œil humain dilaté pourrait être capable de séparer des objets aussi proches que $0,3'$ dans le visible (i.e. $1,6\ \mu\text{m}$ à $550\ \text{nm}$ sur la rétine, pour une pupille dilatée à $7\ \text{mm}$), alors que le télescope Keck ($10\ \text{m}$) résoudrait des objets séparés d'un angle de $0,013''$. En pratique, cette limite n'est jamais atteinte. A cause des défauts exposés au chapitre 1, la limite de résolution de l'œil n'est que de $1'$ à $2'$ (soit 5 à $10\ \mu\text{m}$ sur la rétine à $550\ \text{nm}$), alors que la turbulence atmosphérique dégrade les images d'étoiles en une structure floue de taille $0,5''$ à $1''$, même dans les meilleurs sites.

Certes, le post-traitement des images par le cerveau est tel que la perception d'un œil emmétrope ne constitue pas un handicap dans les activités quotidiennes. Néanmoins, l'amélioration de la qualité des images à travers les milieux oculaires constitue une première étape en direction de l'obtention d'une « super-vision ». Mais une fois les limitations optiques dépassées, restent à franchir les barrières imposées par les facteurs neurophysiologiques. Ainsi, l'espacement entre les photorécepteurs (cf. chapitre V, paragraphe 3.5.1) constitue une limite neurologique à la résolution visuelle, limite à peine plus contraignante que celle donnée par l'optique de l'œil sans correction adaptative. Par conséquent, améliorer la qualité de l'image rétinienne ne conduira probablement pas à augmenter fortement le pouvoir de résolution de l'œil, comme le montre Williams (1985). On se trouverait en effet dans la situation d'un signal sous-échantillonné (pour ce qui est des détails fins), avec les risques de repliement que cela comporte.

En résumé, le gain apporté par l'OA en termes de qualité de vision reste à estimer plus finement.

Par contre, l'OA semble plus indiquée pour améliorer la qualité des images de rétine obtenues sur les appareils de fond d'œil actuels, comme exposé au paragraphe 3.2.

Dans le reste de cet exposé, j'adopterai donc systématiquement le point de vue de l'ophtalmologiste, qui observe la rétine, plutôt que celui du sujet qui désire améliorer sa vision. En outre, je considère la rétine comme un diffuseur lambertien. La lumière ne conserve donc aucune propriété commune entre trajets aller et retour dans l'œil (cf. chapitre I, paragraphe 1.2), ce qui autorise à réduire la propagation dans l'œil à un simple passage. *Je considère alors que la lumière « prend naissance » au niveau de la rétine et se dirige vers la pupille de sortie de l'œil, avant d'atteindre le montage optique d'OA.*

3.2. Application de l'OA à l'œil

3.2.1. Comparaison œil/atmosphère

Cette étude compare la propagation de la lumière depuis l'étoile jusqu'à la pupille d'entrée d'un télescope à la propagation entre rétine et pupille de sortie de l'œil. Il me paraît intéressant de déterminer l'endroit de l'œil où se trouverait la couche turbulente qui engendrerait la même perturbation dans l'image d'une source ponctuelle située sur la rétine que l'atmosphère sur l'image d'une étoile située à l'infini. Je calcule

également l'angle de déviation des rayons qu'engendrerait une telle couche turbulente si elle avait la même « force » dans l'atmosphère et dans l'œil.

Il s'agit de transformer le système {étoile + couche turbulente + pupille d'entrée d'un télescope} en le système {rétine + couche turbulente + pupille de sortie de l'œil}. On se place par exemple dans la pupille de sortie de diamètre 8 m du VLT (Very Large Telescope). La couche turbulente qui dévie le plus les rayons lumineux se trouve éloignée d'1 km environ de la pupille, et présente une épaisseur de 20 m environ. L'excursion maximale d'un spot au foyer de l'analyseur (due à l'action de la couche turbulente) est de 1 s d'angle. La propagation des rayons se fait parallèlement à l'axe optique lorsque l'on applique le formalisme décrit au paragraphe 1.1.

Soit donc à transformer une pupille de diamètre 8 m interceptant un faisceau collimaté parallèle à l'axe en un système ouvert à $f/2,5$ (diamètre pupillaire de l'œil dilaté égal à 7 mm tout au long de cet exposé, et focale de l'œil égale à 17 mm). La Figure 11 résume la situation.

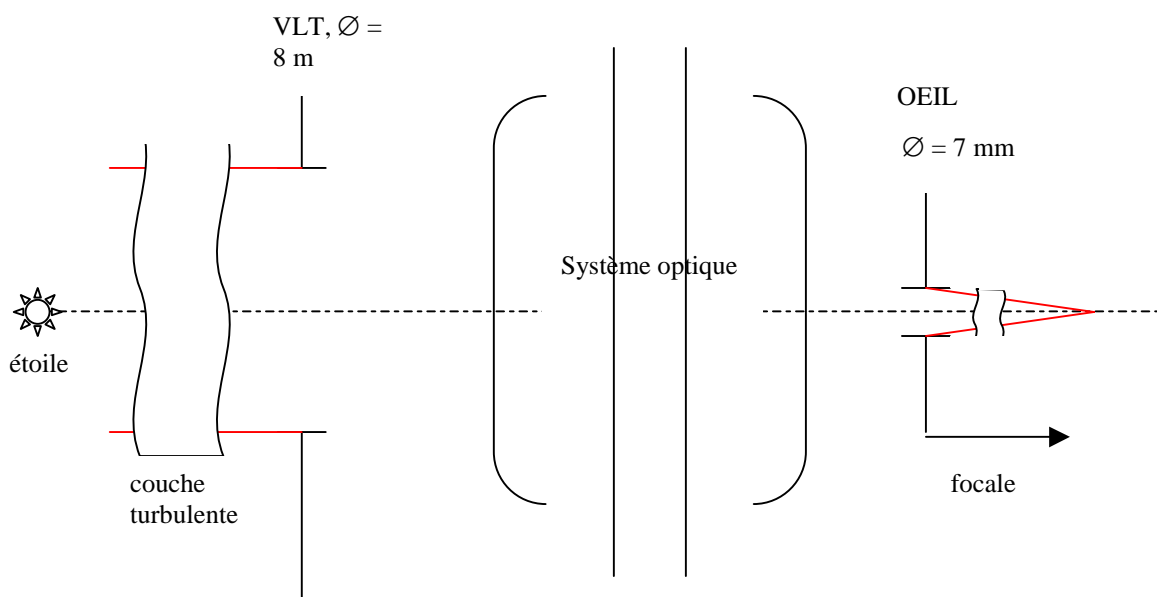


Figure 11 : comment « faire entrer » le VLT dans un œil emmétrope ?

On impose deux conditions sur le système optique : il doit à la fois conjuguer les pupilles du VLT et de l'œil, en assurant un grandissement de 7/8000 en valeur absolue, et donner d'un point objet à l'infini (étoile) une image sur la rétine (donc à 17 mm de la pupille d'entrée de l'œil). Une lentille simple possède deux degrés de liberté (sa focale et sa distance par rapport à la pupille d'entrée), elle doit donc répondre au problème.

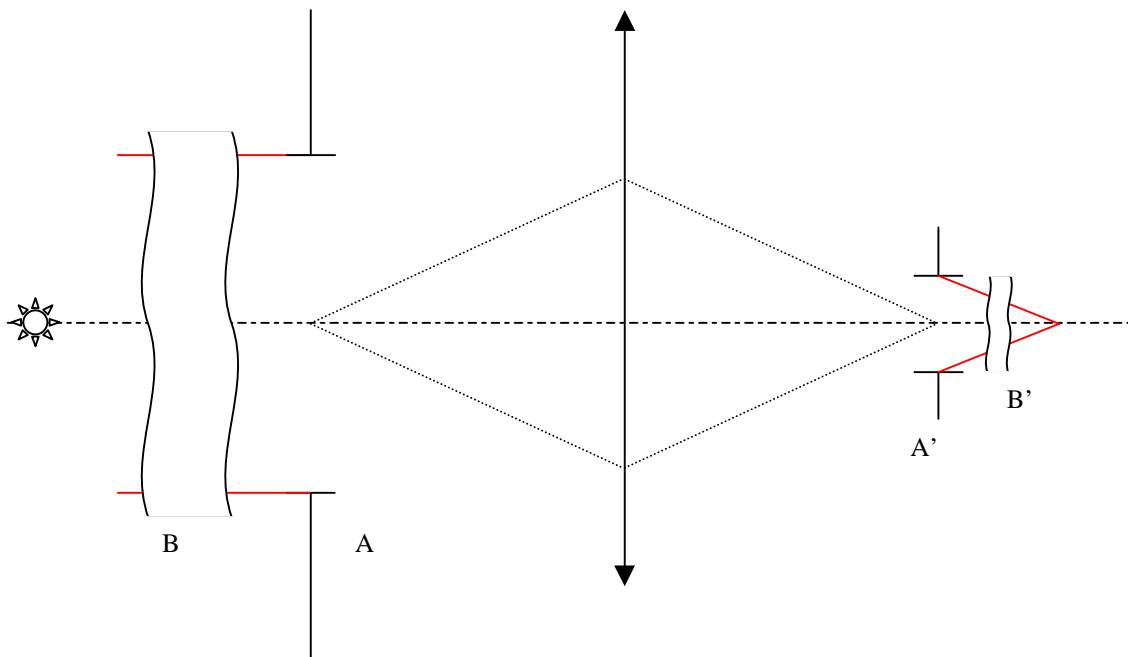


Figure 12 : à l'aide d'une lentille, simplement...

Soit A le point sur l'axe marquant la position de l'objet « pupille du VLT », A' son image par la lentille L (A' désigne l'intersection de l'axe et l'image « pupille d'œil »). B et B' sont respectivement les points objets correspondant à la couche turbulente dans l'atmosphère et dans l'œil. F et F' sont les points focaux de L .

La formule de Newton donne :

$$\overline{FA} \cdot \overline{F'A'} = -f^2$$

avec $|\overline{F'A'}| = 17 \text{ mm}$

Le grandissement transverse est de :

$$\frac{-f}{\overline{FA}} = \frac{\overline{F'A'}}{f} = -(7/8000)$$

D'où :

$$\overline{FA} = -22204,080 \text{ m}$$

$$\overline{F'A'} = 17 \text{ mm}$$

$$\text{et } f = 19,428 \text{ m}$$

En appliquant les mêmes formules à B et B' , on obtient :

$$\overline{FB} = -32204,080 \text{ m}$$

$$\text{et } \overline{F'B'} \approx -6 \text{ mm}$$

On trouve que la couche turbulente équivalente se situe environ 6 mm derrière la pupille de l'œil. La mise en équation de la conservation de l'étendue de faisceau mène au même résultat. Le grandissement transverse absolu du système étant $7/8000^e$, une déviation de 1 s d'arc au niveau de la pupille du VLT aura les mêmes conséquences de dégradation de l'image qu'une déviation de 5,5 mrad mesurée dans la pupille de l'œil.

Cependant, l'analogie ne peut guère être poussée plus avant. En effet, les rayons qui se propagent dans les milieux oculaires divergent fortement. L'approximation du champ proche n'est plus valable et on peut se demander si le déphasage résultant en sortie de l'œil s'exprime encore comme la somme des déphasages accumulés à la traversée de chaque élément perturbateur (cristallin en particulier). Seule une étude statistique sur un grand nombre d'yeux permettrait de répondre à cette question et de définir, comme pour l'atmosphère, des paramètres permettant de préciser la « fonction de structure » des perturbations oculaires.

Dans l'hypothèse où les défauts de l'œil ne sont pas trop importants, et s'il est possible d'assimiler leur action à celle d'une couche turbulente équivalente, il y a de bonnes chances pour que la technologie actuelle d'Optique Adaptative soit applicable dans le cadre ophtalmologique. Ainsi, il est possible qu'une fois les aberrations statiques corrigées, le principal défaut de l'œil soit dû aux variations de puissance rapides du cristallin. Les fluctuations de la focale résultante de l'œil pouvant être assimilées à des fluctuations de l'indice de réfraction des milieux traversés, le problème est ramené à un cadre connu.

3.2.2. Réalisation pratique

3.2.2.1. Nécessité d'un objet de référence

Pour réaliser l'analyse du front d'onde émergent de l'œil, il est nécessaire de disposer d'une source de référence sur la rétine. Deux approches sont possibles : on peut soit utiliser les propriétés de marqueurs fluorescents pour transformer les capillaires (veines microscopiques) en sources ponctuelles situées dans la rétine. Cette approche a été suivie par Diaz Santana et al. (1999). On peut aussi essayer de focaliser un faisceau lumineux sur une couche de rétine, et former ainsi une source servant d'étoile laser. Dans le cadre de ce travail, cette deuxième solution a été retenue. Les conséquences immédiates sont les suivantes :

- nécessité de disposer de deux sources différentes

Pour éviter les interférences entre l'analyse de front d'onde et l'imagerie, deux longueurs d'onde distinctes sont utilisées. Il faut donc imaginer deux dispositifs différents d'injection de lumière dans l'œil.

Le premier (voie d'analyse) doit focaliser les rayons dans la rétine, pour former une source aussi ponctuelle que possible. La structure complexe des couches rétinienne, ainsi que les aberrations engendrées par la propagation en direction de la

rétine fait que l'on ignore à terme les caractéristiques de la source formée. En particulier, elle ne peut pas être considérée comme véritablement ponctuelle. J'ai déjà mentionné le fait que je considère la rétine comme un milieu très diffusant et très dépolarisant (cf. chapitre I, paragraphes 1.2 et chapitre II, paragraphe 3.1). Cela me permet de faire l'hypothèse que l'onde rétrodiffusée par la rétine est décorrélée de l'onde incidente. La validité de cette hypothèse a été étudiée par Artal et al. ; il faudra y revenir.

Le deuxième (voie imagerie) doit illuminer un champ suffisamment étendu pour que les images de rétine soient interprétables par les ophtalmologistes. Le dispositif d'injection sera donc très différent de celui de la voie analyse. Des problèmes de rapport signal à bruit (S/B) ne manqueront pas d'apparaître, puisque la lumière est « diluée » sur toute une zone.

- isoplanétisme et chromatisme :

** La source de référence est distincte de l'objet que l'on observe. Le second est un champ étendu entourant la première. De plus, les longueurs d'onde d'analyse et d'imagerie étant différentes, les faisceaux incidents correspondants ne focalisent pas à la même « profondeur » dans la rétine. Les milieux oculaires ne sont donc pas traversés exactement aux mêmes endroits par les deux faisceaux. Il résulte de cette configuration une erreur d'isoplanétisme, que je négligerai dans la suite de ce travail.

** Par « construction géométrique de l'œil », les rayons émergents pour les deux longueurs d'onde sortent de l'œil en faisant le même angle avec l'axe optique que lorsqu'ils ont pénétré dans l'œil (Figure 13). Le chromatisme axial de l'œil est donc surtout gênant parce que les aberrations géométriques varient légèrement en fonction de la longueur d'onde.

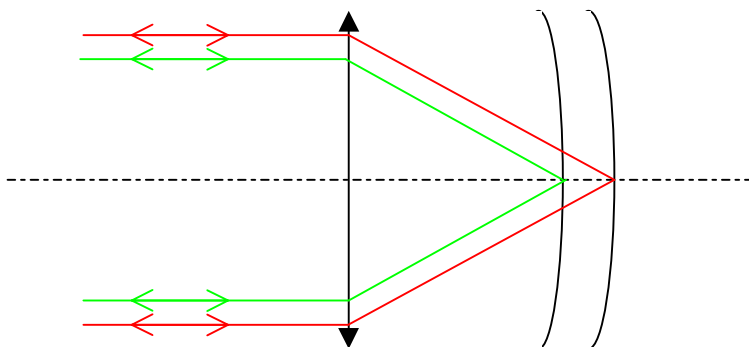


Figure 13 : focalisation et rétrodiffusion de deux longueurs d'onde dans l'œil.

3.2.2.2. Immobilisation de l'œil

Les perturbations mentionnées jusqu'ici s'entendent œil immobile. On comprend aisément que de la précision de maintien en position de l'œil découlera le bon fonctionnement de l'asservissement. Il est nécessaire notamment de conjuguer correctement les différentes pupilles du système pour mesurer exactement la phase en sortie d'œil sur l'AFO ; de plus, un décentrement de la pupille de l'œil par rapport aux autres pupilles entraîne du vignettage, donc une extinction des spots au niveau de certaines sous-pupilles. Cela ajoute du bruit de mesure au système voire rend l'asservissement impossible. Il est bien évident par ailleurs que l'image d'un objet mobile risque d'être floue, quelle que soit la qualité d'une éventuelle correction adaptative !

En revanche, lorsque l'œil reste parfaitement aligné dans le montage optique au cours de l'asservissement, le niveau de lumière parasite dans le système augmente. C'est une manifestation de la réflexion sur le dioptre antérieur de la cornée. Théoriquement, on pourrait voir également la réflexion sur le dioptre postérieur, ainsi que les réflexions sur les deux dioptries du cristallin. En ophtalmologie, ces réflexions sont appelées *images de Purkinje*. Elles sont en partie vignettées par les montures optiques du système situé en aval de l'œil dès que le centre du dioptre antérieur cornéen se trouve être légèrement hors-axe. Ce phénomène s'apparente au fond de ciel constaté lors des observations astronomiques. Seule la réflexion sur le premier dioptre cornéen est réellement gênante, dans certaines situations. Je les traiterai au cas par cas dans ce rapport.

3.2.2.3. Les outils d'analyse

Au paragraphe 2.2, des outils d'étude de la qualité de la reconstruction ont été décrits. Ils sont employés notamment lors de l'application de l'OA à l'imagerie astronomique. Il faut noter que dans ce cas particulier, il est aisé d'avoir accès à une source ponctuelle à proximité de l'objet d'étude : une étoile simple en est une. Dans le cas de l'œil, on image toute une portion de la rétine. On ignore si le champ imagé comprend des sources ponctuelles.

Les images de rétine formées sur la caméra ne correspondent pas à la FEP du système en présence d'aberrations. Je reviendrai longuement sur ce point dans le chapitre V.

3.2.2.4. La bande passante du système

Enfin, la bande passante du système d'OA ophtalmologique reste à définir. Cette définition passe par la mesure des variations temporelles des aberrations que l'on cherche à corriger. Si tout ou majeure partie est statique, un système d'optique active peut suffire à améliorer fortement la qualité des images rétinienne. Le système n'est alors adaptatif que parce qu'il « s'adapte » littéralement d'un sujet à l'autre.

J'ai déjà mentionné au chapitre I l'étude réalisée par Liang et al. (1997) qui montre que l'accès à la limite de diffraction dans le cas d'un œil dilaté nécessite la correction d'aberrations pouvant aller jusqu'au 8^{ème} ordre. Les résultats récents de Hofer et al. (2001) semblant montrer que ces aberrations varient temporellement, l'Optique Adaptative se révèle alors incontournable.

Ce chapitre a présenté la technique d'Optique Adaptative qui permet de corriger un front d'onde déformé par des aberrations qui fluctuent dans le temps et dans l'espace. L'application de l'Optique Adaptative à l'Ophtalmologie a été discutée. Cependant, l'ignorance de certains facteurs affectant la propagation de la lumière dans l'œil (ordre de grandeurs des aberrations, dépendance temporelle de celles-ci, etc...) interdit d'être a priori certain de la parfaite adéquation de cette technique dans la pratique. Seules des expériences réalisées sur un nombre suffisant de sujets permettront de répondre à cette interrogation. Ces expériences supposent la conception d'un montage d'Optique Adaptative ophtalmologique, que je décris dans les deux chapitres suivants.

Références

Babcock H., The possibility of compensating astronomical seeing, Publ. Astr. Soc. Pac., (1953), 65 –229

Born M. and Wolf E., Principles of optics, Pergamon Press, 6th ed., 1980

Diaz Santana Haro L. and Dainty J.C., Single-pass measurement of the wavefront aberration of the human eye using retinal lipofuscin autofluorescence, Opt Lett 24 61-63 (1999)

Gendron E., Optimisation de la commande modale en Optique Adaptative : Applications à l'astronomie, thèse de Doctorat (1995), université Denis Diderot, Paris VII

Hardy J., Lefebvre J., Koliopoulos C., Real-time atmospheric compensation, *J. Opt. Soc. Am.*, (1977), 67-360

Hofer H., Artal P., Aragon J.L., Williams D.R., Dynamics of the wave aberration in the human eye, *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 18, (2001), 497-506

Liang J., Williams D.R., Miller D.T., Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics, *J. Opt. Soc. Am. A* 14 (1997) 2884-2892

Noll R.J., "Zernike polynomials and atmospheric turbulence", *J. Opt. Soc. Am. A* 66 (1976), 207-211

Rigaut F., Applications de l'Optique Adaptative en astronomie, thèse de Doctorat (1992), université de Paris VII

Rousset G., Fontanella J.-C., Kern P., Gigan P., Rigaut F., Léna P., First diffraction-limited astronomical images obtained with adaptive optics, *Astron. Astrophys.* 230 (1990) L29-L32.

Rousset G., Wavefront sensing, in *Adaptive Optics for Astronomy*, Alloin D. M. and Mariotti J.-M. , eds., vol. 423 of NATO Advanced Science Institutes Series, Kluwer Academic Publishers, (1994), 115-138

Tyson R., Adaptive optics requirements for a ground-to-space laser communications system, in *Adaptive Optics*, M. Cullum, ed., vol. 54 of ESO Conference and Workshop Proc., ESO, Garching, (1996), 445-450

Vargas-Martin F. and Artal P., Phasor averaging for wavefront correction with liquid crystal spatial light modulators, *Opt. Comm.* 152, (1998), 233-238

Williams D. R. Aliasing in human foveal vision. *Vision Res*, 25, (1985), 195-205.

CHAPITRE III :
DIMENSIONNEMENT DU
SYSTEME

Le dimensionnement d'un système d'OA destiné à être implanté sur un télescope est assez bien codifié : la connaissance de la valeur de certains paramètres clés suffit pour réduire considérablement le choix des éléments qui composeront le montage. Les paramètres en question dépendent des conditions extérieures (en particulier des caractéristiques spatiales et temporelles de la turbulence...) et du type d'application désirée (spectroscopie, techniques interférométriques...). On a vu au chapitre précédent que plusieurs hypothèses et connaissances *a priori*, valables en ce qui concerne la propagation atmosphérique, sont sujettes à caution voire manquantes dans le cas de l'œil. Il s'agit alors de se poser les deux questions suivantes : Quels sont les paramètres à déterminer pour construire un système d'OA ophtalmologique ? Et sur quelles caractéristiques oculaires s'appuyer ?

Pour répondre à ces deux questions, on peut commencer par s'inspirer de ce qui est fait en astronomie : on a vu au chapitre précédent que les deux éléments clés d'un système d'OA sont l'AFO et le système modulateur (MD). Il s'agit de dimensionner le premier, à partir de données physiologiques, et de choisir le deuxième parmi les différentes technologies développées récemment. Il faut également veiller au choix des longueurs d'onde d'analyse et d'imagerie, ainsi qu'aux optiques qui lieront les différents sous-systèmes. Suivant les applications désirées (étude d'images,

Chapitre III : dimensionnement du système

spectroscopie...), le logiciel de commande du miroir pourra proposer des fonctionnalités particulières, certains types de récepteurs s'avéreront plus adaptés... Dans le cas particulier de l'ophtalmologie, il faut en outre tenir compte du fait que l'on travaille sur un objet vivant, donc mobile et sujet à de grandes variations interindividuelles.

Si une grande partie du système est à inventer, du matériel susceptible de convenir à l'élaboration d'un montage d'OA (MD + logiciel associé, caméras, laser...) moyennant quelques vérifications (cf. paragraphe 3.2), était à ma disposition dès mon arrivée dans le projet.

Des mesures « préliminaires » permettront d'établir des contraintes supplémentaires, liées notamment à la sécurité oculaire. En particulier, une étude approfondie des aberrations d'œil, impliquant la réalisation d'un montage optique intermédiaire « en boucle ouverte » sera menée (paragraphe 3.3)

Ces éléments de réflexions sont portés dans le tableau 1. Ce chapitre, qui doit déboucher sur le dimensionnement de la voie analyse du montage d'Optique Adaptative ophtalmologique, possède donc un plan tout tracé : les paramètres du système à fixer vont être examinés un à un, et pour chacun, une ou plusieurs options vont être proposées, en tenant compte des contraintes imposées par l'œil et/ou du matériel disponible.

A déterminer	Contraintes
Qualité optique des yeux étudiés	Course du MD, applications ophtalmologiques désirées
Maintien en position de l'œil	Complexité/coût du dispositif, autorisations médicales
Paramètres de l'AFO	Qualité optique des yeux retenue
Fonctionnalités du logiciel de commande	Applications ophtalmologiques désirées
Dispositif d'illumination de l'œil (analyse+imagerie)	Sécurité oculaire, sensibilité des caméras, fréquence des mouvements oculaires
Optiques	Optimisation de la transmission, aberrations minimales, conjugaison des pupilles, échantillonnage adéquat des signaux.

Tableau 2 : Les inconnues et les contraintes du problème

1. Qualité optique des yeux étudiés

La correction des aberrations dans une pupille d'œil dilaté doit permettre d'atteindre les meilleures performances optiques ; ce point a déjà été mentionné au chapitre I. Ainsi, observer la rétine d'un œil limité par la diffraction à travers une pupille dilatée à 7 mm, avec une longueur d'onde centrale du spectre visible, permet d'accéder à une résolution de l'ordre de $2\ \mu\text{m}$ (j'adopte définitivement une focale équivalente de 17 mm pour l'œil). L'ophtalmologiste peut alors résoudre certains cônes fovéolaires, ce qui n'est pas le cas lorsque l'observation est faite à travers une pupille en myosis (je rappelle qu'on estime que l'œil est naturellement limité à la diffraction pour un diamètre pupillaire de 3 mm). *Les yeux étudiés seront donc dilatés.*

Le diamètre pupillaire en mydriase (œil dilaté sous l'action de médicaments) peut atteindre 9 mm chez les jeunes enfants, mais diminue avec l'âge. *Adopter une valeur raisonnable de 7 mm pour la pupille d'entrée du système* ne devrait pas trop restreindre le nombre de candidats potentiels à l'expérience. Cette valeur est maintenue fixe par un diaphragme placé juste devant l'œil, et qui constitue la pupille d'entrée du système d'OA.

Si l'on est en peine d'établir des lois régissant la propagation des faisceaux dans l'œil, on a vu au chapitre 1 que l'on pouvait au moins distinguer deux types de défauts oculaires sur lesquels il est possible d'agir : les aberrations statiques (aux bas ordres, ce sont défocalisation et astigmatisme, mais il existe des aberrations statiques d'ordre supérieur) et les aberrations dynamiques. Les aberrations statiques ont fait l'objet de nombreuses études depuis des siècles, on sait en corriger couramment certaines (lentilles cornéennes ou lunettes pour corriger la défocalisation et l'astigmatisme, correction de l'aberration sphérique en laboratoire par de Brabander et al., 2000). La correction par OA de ces aberrations constituerait une utilisation non optimale de la course du MD. Pour ce qui est des aberrations dynamiques, les connaissances sont plus limitées. Si on ne sait pas les classer en fonction de leur importance (celle-ci varie suivant les conditions extérieures, d'un individu à l'autre), il semble en tout cas qu'elles aient des bandes passantes temporelles différentes. On ne distingue pas de fluctuations temporelles de la qualité de la vision dans la vie quotidienne... On peut donc penser soit que l'amplitude du défaut dynamique résultant est toujours très faible devant les aberrations statiques, soit que le système de post-traitement assure une continuité de la perception (on sait par exemple que l'œil est un système intégrateur de la lumière : 2 flashs lumineux suffisamment rapprochés dans le temps ne peuvent pas être différenciés).

Cette discussion amène à la conclusion suivante : c'est appliquée à des yeux emmétropes dilatés que la technique d'OA donnera sa pleine mesure. On travaillera donc dans un premier temps au moins dans cette configuration. La dynamique de correction sera partagée entre de faibles aberrations statiques de bas ordre, des aberrations statiques d'ordres supérieurs (que le nombre de degrés de liberté limité du MD ne permet vraisemblablement pas de corriger entièrement), et des aberrations dynamiques dont la fréquence caractéristique est inférieure à la fréquence de coupure du filtre passe-bas qu'est le système d'OA. *Dans les pages qui suivent, sauf mention du contraire, les yeux étudiés seront donc systématiquement dilatés, et le diamètre de la pupille de sortie fixé à 7 mm.*

Remarque 1 : on peut *a priori* indifféremment travailler avec des yeux amétropes corrigés ou avec des yeux emmétropes. La correction sphérique (terme médical employé pour désigner la puissance des verres correcteurs corrigeant la défocalisation) n'est « valable » que sur l'axe. Cependant, il n'y a pas de raison pour que le passage du front d'onde issu de l'œil amétrope, probablement très chahuté sur les bords, à travers le verre correcteur en accentue les défauts. Pas plus qu'il n'y a de raison pour que ce passage ne les atténue. La notion d'emmétropie n'a de signification que pour des rayons paraxiaux (cf. chapitre I).

Remarque 2 : La notion d'emmétropie est une notion imprécise : en effet il existe plusieurs méthodes pour déterminer si un sujet a besoin de verres correcteurs ou non. La méthode basée sur des mesures d'acuité visuelle (on détermine la fréquence de coupure spatiale des yeux en demandant au sujet de lire des lettres de plus en plus petites et de contraste unité) sollicite la participation de toute la chaîne de post-traitement du stimulus visuel, cerveau y compris. Cette méthode, analysée par Howland et al. (1977) ne donne forcément pas tout à fait les mêmes résultats que des techniques objectives telles que celles qui mesurent la netteté de l'image formée sur la rétine (et qui sont basées sur un principe similaire à celui des appareils photographiques autofocus). En outre, on peut considérer qu'il existe divers degrés d'emmétropie : deux sujets qui ont respectivement $10/10^e$ et $20/10^e$ d'acuité visuelle sont tous deux considérés comme emmétropes, et aucun ne se verra prescrire de verres correcteurs. Je reviendrai sur ce point au paragraphe 3.1.

En résumé, les yeux étudiés seront dilatés (\emptyset minimal = 7 mm). L'absence de lunettes est préférable, pour éviter des réflexions parasites supplémentaires sur les verres. On préférera donc les yeux emmétropes.

2. Maintien en position de l'œil

L'origine des mouvements de l'œil est double : l'œil bouge avec la tête (6 degrés de liberté) ; il est mobile en outre dans son orbite (ce dernier point étant d'ailleurs lié aux aberrations dynamiques générées par l'asservissement en visée : cf. chapitre I, paragraphe 2.2.1). Il y a lieu de se demander dans quelle mesure ces deux types de mouvements sont des obstacles à l'application de l'OA. Au paragraphe 3.2.2 du chapitre II, nous en avons déjà évoqué certaines conséquences néfastes, telles l'extinction des spots, une mauvaise conjugaison des pupilles, ou le simple fait que l'image d'un objet mobile risque d'être floue. J'ajouterai encore que si les rayons lumineux ne suivent pas tout à fait le même parcours dans l'œil à chaque itération de la boucle d'asservissement, on augmente les erreurs temporelles.

Il existe une solution, radicale, pour s'affranchir de l'ensemble de ces mouvements (tête et œil), qui pourrait être appliquée dans le cadre d'un travail sur des yeux d'animaux. Elle consiste en l'anesthésie du cobaye, dont il faut alors maintenir l'œil ouvert mécaniquement et hydrater la cornée en permanence. Le dispositif expérimental est très lourd, et sa mise en œuvre requiert des autorisations médicales relativement longues à obtenir.

Si on consent à faire des concessions sur le nombre de mouvements inhibés, des solutions plus réalistes existent. D'une part, puisque la pupille de l'œil est dans un plan pupille du système, les petits mouvements de basculement de l'œil sont sans conséquence sur la propagation des faisceaux. D'autre part, dès que l'œil bouge en rotation, l'image ne se forme plus sur la fovéa ; procurer un point de fixation au sujet doit donc permettre de retrancher l'amplitude des mouvements de basculement dans des zones où ils ne sont plus gênants. Par contre, un décentrement de la pupille d'œil risque de vignetter le faisceau ; l'image n'est plus formée sur l'axe optique du montage. C'est davantage contre ce type de mouvement d'œil qu'il faut lutter.

Comme un excentrement de la pupille se traduit par un basculement dans le plan image, on peut penser à utiliser un miroir tip-tilt placé dans un plan image accessible et monté en boucle d'asservissement pour suivre les déplacements pupillaires. Une brève étude a été réalisée (présentée en annexe), montrant que le miroir qui convient doit posséder un grand diamètre (≈ 5 cm), et que le récepteur de signal adéquat doit être très sensible (au point qu'il serait probablement nécessaire d'utiliser une détection synchrone pour faire sortir le signal du bruit). Par conséquent, la mise en œuvre de cette solution s'avère plutôt coûteuse (150 kF ?).

Chapitre III : dimensionnement du système

C'est finalement la solution mécanique suivante qui a été retenue : une mentonnière, plus élaborée que le modèle utilisé dans les cabinets d'ophtalmologie, a été dessinée et construite à l'Observatoire de Paris. Elle permet : de superposer finement l'axe visuel de l'œil avec l'axe optique du système d'OA, de positionner la pupille de l'œil au plus proche du plan de pupille d'entrée du montage d'OA, et de supprimer les degrés de liberté autorisant les mouvements de la tête. Le principe est le suivant : le sujet mord dans une empreinte dentaire solidifiée de sa mâchoire supérieure alors que ses tempes viennent en appui contre une pièce en résine en forme de « V ». Lui procurer trois points de contact éloignés doit théoriquement suffire pour immobiliser la tête. L'emploi d'une empreinte dentaire permet d'accéder directement aux os de la boîte crânienne (mâchoire supérieure). Par contre, les points d'appui temporaux se font à travers une certaine épaisseur de chair et de graisse (qui reste faible à cet endroit par rapport à d'autres zones occipitales). Le dimensionnement de la mentonnière a nécessité, outre la connaissance de paramètres optomécaniques du système d'OA (hauteur d'axe, focale de la lentille située après l'œil), de faire des mesures « statistiques » de la distance yeux/bouche et tempes/bouche auprès de quelques volontaires.

Dans la pratique, les deux types de mouvement en rotation et en excentrement ne peuvent pas être dissociés, et une étude plus précise mérite d'être conduite.

Le système de mentonnière conçu permet vraisemblablement de réduire les mouvements de la tête à quelques centaines de micromètres : une estimation plus précise pourrait être faite à partir de l'étude du déplacement du reflet cornéen. Les mouvements de l'œil dans son orbite sont réduits grâce à un système de point de fixation (cf. chapitre IV).

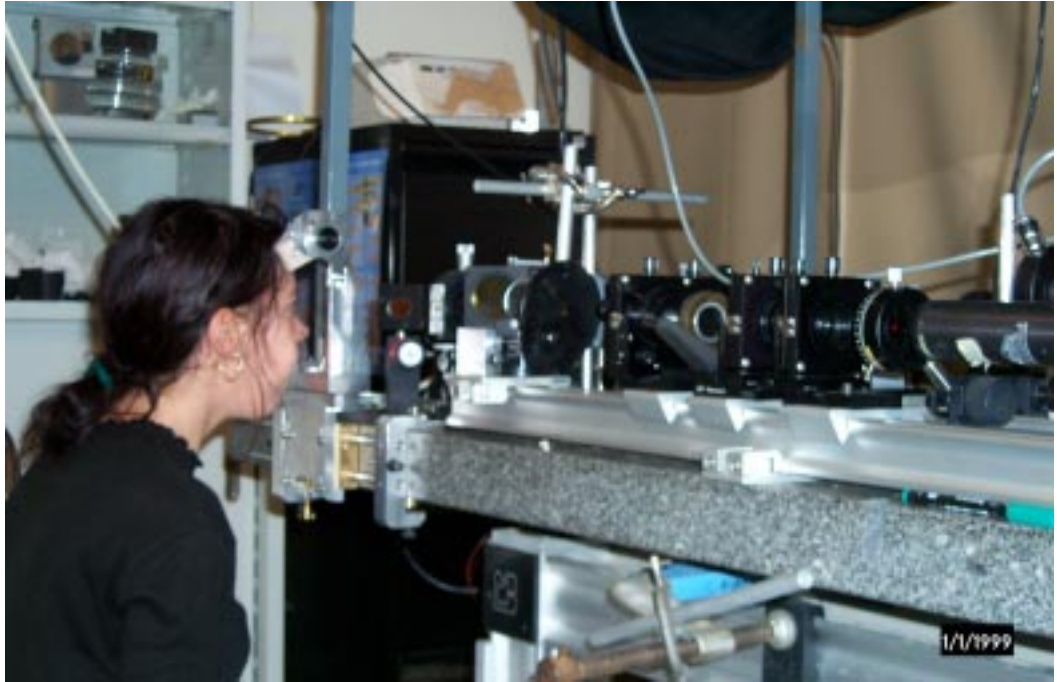


Figure 14 : positionnement de l'œil du sujet dans le montage optique à l'aide de la mentonnière

3. L'AFO

3.1. *Réflexions préliminaires*

Dimensionner l'analyseur de surface d'onde consiste en la détermination de la taille de la pupille de sortie du système d'OA (diamètre physique utile de la matrice de microlentilles), du nombre de sous-pupilles, du nombre de pixels par sous-pupille, de la focale des microlentilles, et éventuellement également en le choix de la caméra d'analyse. La seule contrainte imposée pour l'instant, est de travailler avec des yeux emmétropes. Je reviens sur cette notion, pour la préciser, dans les lignes qui suivent.

Les paramètres clés à faire entrer en jeu pour concevoir un analyseur de front d'onde sont l'échantillonnage adéquat du signal et la dynamique requise. On peut exprimer cette dernière en terme de déviation maximale des rayons lumineux dans les sous-pupilles externes. Ce sont en effet les microlentilles externes (qui effectuent l'échantillonnage du front d'onde en bord de pupille de sortie d'œil) qui ont la plus forte probabilité d'intercepter une portion de front d'onde très inclinée. *Pour un sujet*

emmétrope dilaté, les spots formés au foyer des microlentilles situées en bord de pupille ne doivent pas "sortir" des sous-pupilles correspondantes.

On a vu au paragraphe 1 que la notion d’emmétropie fluctue en fonction de la façon dont on effectue la mesure. Je me propose d’adopter le critère de sélection des sujets suivant, très simple : *quelque soit la façon dont on a mesuré leurs défauts oculaires, s’il ne portent pas de verres correcteurs, je considère qu’ils sont emmétropes.* Un tel critère permet de ne pas avoir à effectuer au préalable de tests ophtalmologiques élaborés. C’est en me basant sur cette définition que je dimensionnerai l’AFO. Sachant que le risque encouru à dimensionner « trop juste » l’AFO est de se priver de la possibilité de travailler avec un certain nombre de sujets... Alors que dimensionner « trop large » entraîne l’utilisation d’un plus grand nombre de pixels (ce qui augmente le temps de traitement de l’information), fait croître le bruit...

Dans la suite de ce paragraphe, j’examine les conséquences (en terme de dynamique d’analyseur) de la définition d’emmétropie que j’ai adoptée. Pour ce faire, je calcule l’angle maximal de déviation des rayons (mesuré au niveau de la pupille) pour deux yeux différents, qui répondent à ma définition de l’emmétropie. Le premier oeil vérifie le critère de Rayleigh. Je comparerai ce résultat à celui obtenu sur un deuxième oeil pour lequel l’ophtalmologiste mesure par un test objectif un défaut de $-0,25 \delta$ (œil emmétrope).

Faisons l’hypothèse que le front d’onde émergeant des deux yeux dilatés est parfaitement sphérique (au lieu d’être plan). Cette hypothèse est osée, l’œil ouvert à $f / 2,5$ travaillant loin de l’approximation de Gauss...

Sur une pupille de 7 mm, le front d’onde émergeant vérifie le critère de Rayleigh si son rayon est inférieur à 38 m (ce qui correspond à 0,03 dioptries). L’angle correspondant en bord de pupille est alors $18''$. Cet oeil est limité par la diffraction.

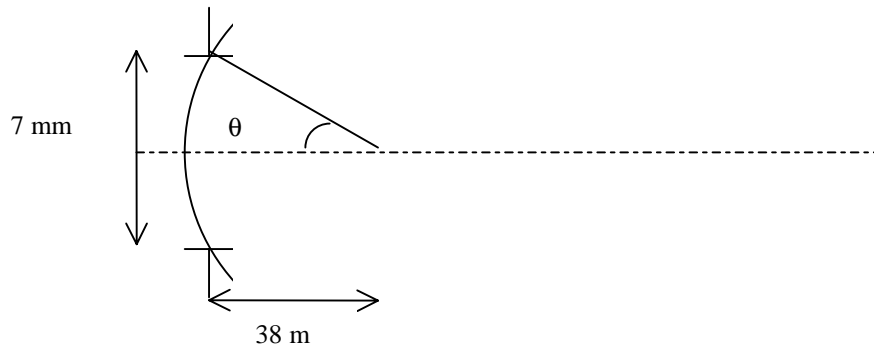


Figure 15 : calcul de la déviation maximale pour un front d'onde sphérique vérifiant le critère de Rayleigh.

La valeur de $0,25 \delta$ est forcément établie pour un œil non dilaté. Elle correspond à un front d'onde se focalisant 4 m à l'avant de l'œil. L'hypothèse est faite que le front d'onde issu de ce même œil dilaté est sphérique. L'angle de déviation en bord de pupille est alors de $3'$.

Cette étude simpliste montre que le critère de sélection adopté ne permet pas de déterminer par le calcul une valeur précise pour la dynamique de l'analyseur. La différence de qualité optique entre deux yeux emmétropes peut être très importante. Dans la pratique, les yeux dilatés ne sont jamais limités par la diffraction, les fronts d'onde émergents ne sont pas sphériques (cf. chapitre I), etc... La bonne méthode pour dimensionner l'AFO est de mesurer la valeur de la déviation maximale des rayons (dynamique de l'analyseur), ainsi que l'étalement des spots au foyer des sous-pupilles (lié à l'échantillonnage du signal) sur un certain nombre de sujets emmétropes, et d'adopter une valeur moyenne de ces deux paramètres. L'étude correspondante est présentée au paragraphe 3.3. Les paragraphes qui suivent consistent en une discussion critique du matériel imposé et de son adéquation aux expériences menées.

3.2. Test du premier AFO

L'évaluation mathématique de la valeur de la déviation des rayons lumineux en bord de pupille d'œil est difficile lorsqu'on ne dispose pas d'informations sur la forme du front d'onde émergent. L'estimation de l'étalement de l'étoile laser au fond de l'œil (paramètre nécessaire à l'échantillonnage correct du front d'onde) est encore plus complexe puisqu'elle fait intervenir, outre les aberrations des dioptries, les propriétés de diffusion de la rétine. La meilleure solution pour fixer ces paramètres nécessaires au

dimensionnement de l'analyseur est de les mesurer, sur quelques yeux emmétropes. Pour ce faire, on peut par exemple utiliser un premier AFO, dimensionné à partir de données issues de publications ou de simulations incluant des modèles élaborés « d'œil réduit » (cf. chapitre I, paragraphe 1.2). On peut ainsi espérer disposer rapidement d'une valeur « statistique » moyenne de l'angle de déviation maximal et de l'étalement de l'objet de référence. La visualisation d'images de SH de sujets emmétropes est suffisante pour dimensionner un nouvel AFO, éventuellement mieux adapté aux conditions de travail en BF et compatible avec le matériel prêté par CILAS (cf. paragraphe 3.2.1). Mais il est intéressant d'aller jusqu'à reconstruire le front d'onde sur une base de polynômes de Zernike par exemple, pour étudier la prépondérance de certains types de défauts, leurs variations d'une image à l'autre, en fait, connaître davantage ce que l'on s'apprête à corriger en fermant la boucle d'OA.

C'est la raison pour laquelle le Laboratoire de Biophysique de la Vision s'est doté, avant le début de ma thèse, d'une caméra sensible et d'une matrice de microlentilles, effectuant ainsi le premier pas vers la réalisation d'un montage d'OA en BO.

3.2.1. Description du matériel

Le tableau suivant décrit le matériel disponible à mon arrivée à la faculté Villemin. Les paramètres de la matrice de microlentilles (déterminés par J.P. Véran) sont garantis par l'équipe de F. Gex de l'Observatoire de Paris. Les autres éléments ont fait l'objet de tests, afin d'en déterminer certaines caractéristiques utiles pour la suite.

Chapitre III : dimensionnement du système

Matrice de microlentilles	Diamètre de la pupille : 3,24 mm Focale des microlentilles : 17mm Nombre de sous-pupilles : 9x9 Nombre de px/sous-pupille : 20 Diamètre d'une sous-pupille : 360 μm
Caméra	HI-SIS 22 758x512 pixels ou 384x256 px (regroupés) Signal codé sur 14 bits Taille du px : 9 μm ou 18 μm (binning 2x2) Rendement quantique : 0,4 Coefficient de conversion : 0,32 ADU/e ⁻ Bruit de lecture : 15 e ⁻ Temps de pose minimal (limité par le diaphragme mécanique) : 20 ms Temps de lecture d'une image : $\approx 16\text{s}$ (sans binning), $\approx 7\text{s}$ (binning 2x2)
Source d'analyse	Laser He-Ne, 633 nm Flux maximum disponible : 8,7 mW Polarisation rectiligne Waist : 0,3 mm
Logiciel de reconstruction	Hub08.vi (labview) Prend en entrée des images en format .pic (384x256 px) Seuillage uniforme sur toute la pupille Choix du nombre de polynômes de Zernike dans la base de reconstruction
Miroir déformable	Bimorphe 13 actionneurs diamètre de la pupille utile : 30 mm course : +/- 2 μm

Tableau 3 : caractéristiques des éléments composant (ou fonctionnant avec) le premier AFO

3.2.1.1. Le laser He-Ne

On détermine sa puissance à l'aide d'un wattmètre et de densités étalonnées à 633 nm. On mesure 8,7 mW au lieu des 10 mW affichés par le fabricant.

L'utilisation d'un éclairage laser implique le « nettoyage » du faisceau, à l'aide d'un dispositif de filtrage spatial (lentille de focalisation + trou), pour obtenir un front d'onde presque parfaitement plan. Les caractéristiques de ce filtrage spatial sont déterminées comme suit :

- la taille du waist w_0 à l'intérieur du tube (0,3 mm) est déduite de la divergence du faisceau (on mesure le rayon de la tache laser à $1/e^2$ à différentes distances du tube).
- on admet communément une valeur de 1,5 fois le waist w_1 au foyer de la lentille de focalisation (on dispose d'un objectif de microscope de focale 14 mm) pour le diamètre du trou de filtrage.

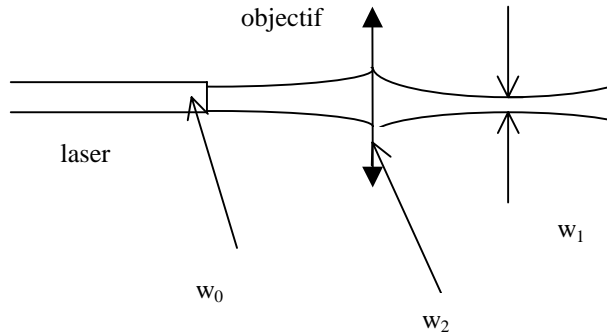


Figure 16 : filtrage spatial

$$w_1 = \frac{f\lambda}{w_2\pi}$$

où f est la focale de l'objectif, et w_2 le diamètre du waist sur l'objectif. Ce diamètre est donné par la loi de propagation des faisceaux gaussiens :

$$w_2 = w_0 \left(1 + \frac{z^2}{R^2} \right)^{\frac{1}{2}}$$

où R est la distance de Rayleigh et z la distance séparant w_0 de w_2 . Comme l'objectif est placé au plus proche du laser, z/R est négligeable.

A.N. : on trouve $w_1 = 10 \mu m$, donc un diamètre de trou de filtrage égal à $15 \mu m$.

Remarque : l'étalement de l'étoile laser au fond de l'œil dépend quelque peu de la taille du trou de filtrage. Il doit constituer une source ponctuelle ; c'est-à-dire que le diamètre de son image géométrique sur la rétine doit rester inférieur au diamètre de la tache de diffraction pour une pupille de 7 mm.

3.2.1.2. La caméra Hi-SIS

3.2.1.2.1. Présentation

La caméra d'astronomie Hi-SIS22 est une caméra faible bruit, sensible mais lente. Elle est destinée à terme à servir de caméra d'imagerie du montage en BF : sa vitesse de lecture limite en effet son intérêt à en faire une caméra d'analyse qui doit être rapide pour permettre la détection de perturbations dynamiques du front d'onde.

Comme d'une part, la matrice de microlentilles et le programme Hub08 sont dimensionnés à l'échelle de cette caméra particulière, et que d'autre part, les premières expériences en BO ne nécessitent pas forcément une fréquence d'acquisition d'images très élevée (cf. paragraphe 3.3.4), la HiSIS22 tiendra lieu de caméra d'analyse dans un premier temps.

Le constructeur donne une valeur de bruit de lecture égale à $12 e^-$. J'ai déterminé le coefficient de conversion ADU/ e^- moyen sur toute la surface du CCD et affiné la valeur de bruit de lecture.

3.2.1.2.2. Détermination du coefficient de conversion

a) Définition

Le coefficient de conversion ADU/ e^- , x , est lié aux nombre de photons par pas codeur (ADU) par l'intermédiaire du rendement quantique (QE) de la caméra. Il est différent pour chaque pixel, mais on choisit le plus souvent de calculer un coefficient moyen sur tout le CCD.

$$h\nu \xrightarrow[QE]{} e^- \xrightarrow[x]{} ADU$$

Lorsque le nombre de photons reçus par la caméra est suffisant pour qu'elle fonctionne en régime de bruit de photons (pour un signal proche de la saturation, c'est presque toujours le cas), on peut écrire :

$$\sigma_E = \sqrt{\langle E \rangle} = \sqrt{\frac{\langle S \rangle}{x}}$$

$\langle E \rangle$ désignant le nombre moyen d'électrons donnant $\langle S \rangle$ ADU ; σ_E est l'écart-type sur ce nombre d'électrons (bruit poissonnien)

Comme $\sigma_S = x\sigma_E$, on obtient : $x = \frac{\sigma_S^2}{\langle S \rangle}$.

b) Détermination pratique du coefficient de conversion moyenné sur l'ensemble des pixels

Pour déterminer x pratiquement, on procède de la manière suivante :

Deux images d'un signal proche de la saturation, les plus semblables possible sont enregistrées. On prend également des cartes de courant d'obscurité, ou dark (l'obturateur de la caméra est maintenu fermé), avec le même temps de pose. Le coefficient x est calculé à partir de la soustraction des deux images quasi-identiques.

$$x = \frac{(\sigma_{I2-I1}^2 - \sigma_{d2-d1}^2)}{\langle I1+I2-d1-d2 \rangle}$$

où l'indice i représente indifféremment 1 ou 2.

$I1$ et $I2$ sont les images enregistrées :

$I1 = \text{signal} + \text{bruit1 du signal} + \text{dark} + \text{bruit1 du dark}$

$I2 = \text{signal} + \text{bruit2 du signal} + \text{dark} + \text{bruit2 du dark}$

$d1 = \text{dark} + \text{bruit1 du dark}$

$d2 = \text{dark} + \text{bruit2 du dark}$

Cette technique permet de s'affranchir de la dépendance de σ avec la répartition d'intensité sur le CCD (en effet, quelle que soit cette répartition, $I1 - I2$ est à peu près uniformément nul). Elle est à comparer avec la méthode « classique », issue directement de la définition de x .

$$x = \frac{(\sigma_I^2 - \sigma_d^2)}{\langle I - d \rangle}$$

$I = \text{signal} + \text{bruit du signal} + \text{dark}$

Pour que cette deuxième méthode donne une valeur de x correcte, il faut impérativement que I soit très uniforme. Les fluctuations du champ-plat entrent en effet directement dans la variance.

On trouve une valeur de x égale à 0,32 ADU/e⁻.

3.2.1.2.3. Bruit de lecture mesuré, rendement quantique et regroupement des pixels

Le bruit de lecture est alors calculé lorsque le CCD est plongé dans l'obscurité. *La valeur déduite expérimentalement est 15 e⁻ rms (le fabricant avance 12 e⁻).*

Le rendement quantique n'a pas été déterminé expérimentalement. La Figure 17 représente la courbe donnée par le fabricant, pour le détecteur Kodak KAF-0400, inséré dans la caméra HiSIS22.

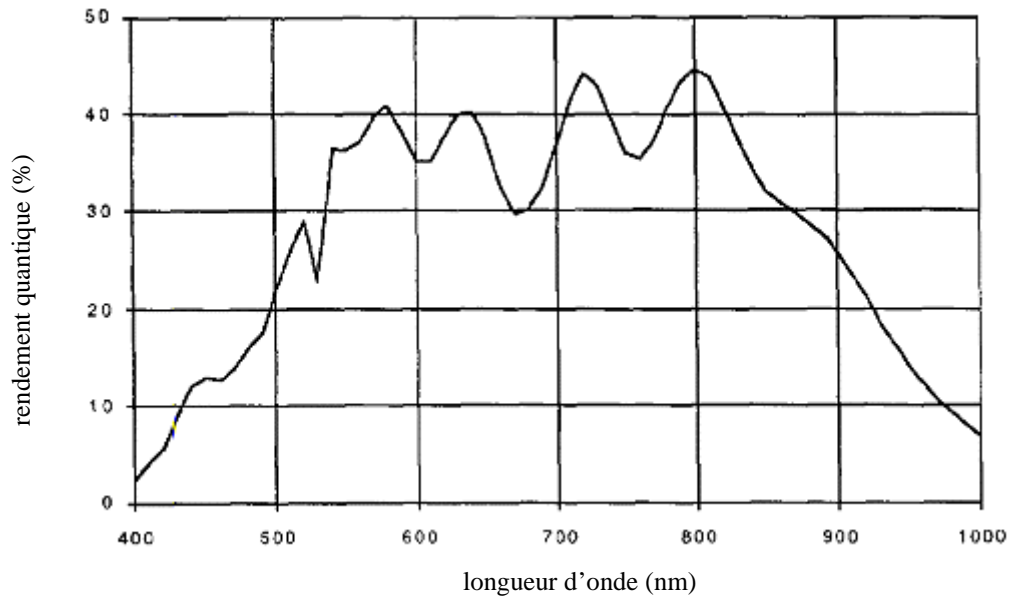


Figure 17 : rendement quantique du détecteur KAF-0400.

Comme indiqué dans le Tableau 3, la caméra offre la possibilité de regrouper les pixels (binning 2x2), ce qui permet de travailler à plus faible flux. On a tout intérêt à utiliser cette option, si cela ne contredit pas le théorème d'échantillonnage de Shannon. La taille du pixel pour que le signal soit bien échantillonné est de : $\frac{\lambda \cdot f}{2D} = 15 \mu\text{m}$. Cette valeur est suffisamment proche de $18 \mu\text{m}$ pour que l'on puisse se permettre de travailler avec des pixels regroupés par 2.

3.2.1.3. Le miroir déformable

Différentes technologies de systèmes modulateurs ont été développées. Elles présentent chacune des avantages et des inconvénients. La technologie qui a été retenue dans le projet est maîtrisée par la société CILAS : le système modulateur du montage d'OA ophtalmologique est un miroir bimorphe à 13 degrés de liberté. Une « feuille » aluminisée reposant sur des cales piézoélectriques constitue le revêtement réfléchissant du miroir (coefficient de réflexion = 97 %). La surface des cales est découpée en

secteurs constituant chacun un actionneur. L'application d'une tension comprise entre ± 400 V sur les cales piézoélectriques permet d'obtenir une course de ± 2 μm de chaque actionneur. Lorsqu'une tension est appliquée sur une électrode, la déformation résultante s'étend sur toute la surface du miroir. Un avantage des miroirs de type bimorphe est leur aptitude à recréer facilement des profils proches des premiers polynômes de Zernike, en particulier basculement et defocus. De par sa conception, le système optique de l'œil n'engendre pas de basculement. Par contre, l'aptitude à créer du defocus permettra de corriger aisément tout ou partie des défauts résiduels de mise au point dans la rétine.

3.2.2. Le logiciel de reconstruction

Le logiciel Hub08.vi a été mis au point par H. Gardette et B. Bianchi au laboratoire de Biophysique de la Vision. Il permet, à partir d'une image de 9×9 spots (telle que celles formées au foyer de la matrice de microlentilles) convertie au bon format (.pic, 384×256 pixels) de remonter au front d'onde déformé correspondant exprimé dans une base de polynômes de Zernike. Le format utilisé est l'un des formats proposés dans les logiciels d'acquisition d'images QMIPS32 ou WINMIPS, écrits pour les caméras de type HI-SIS. L'analyse d'une image de SH par ce logiciel nécessite un fenêtrage (180×180 pixels), le soin de positionner la fenêtre étant laissé à l'utilisateur (il faut donc être prudent lorsque l'on cherche à quantifier des basculements du front d'onde, qui se traduisent par un déplacement global de l'image des spots). Différentes fonctionnalités sont proposées, comme celle de visualiser les profils d'intensité en x ou en y des images, ou celle de sommer une série d'images avant de reconstruire un front d'onde moyen. La possibilité d'invalider certaines sous-pupilles est prévue, permettant au logiciel de trancher entre les sous-pupilles présentant du signal utile à la reconstruction du front d'onde, et les sous-pupilles ne recevant que de la lumière parasite (cf. Figure 18). Une autre fonctionnalité, indispensable dans un programme de reconstruction de front d'onde, est le seuillage des images de SH, qui permet de diminuer le niveau du fond des sous-pupilles. Conserver ce signal parasite fausserait en effet les calculs de barycentre (un fond uniforme ramène le barycentre vers le centre de la sous-pupille). Le choix d'un niveau de seuil adéquat dépend de l'habileté de l'expérimentateur (il faut conserver suffisamment de photons pour que le calcul garde un sens), d'autant plus que le seuillage est appliqué à l'identique sur toute l'image. Un dernier paramètre à fixer par l'expérimentateur est le choix du nombre de polynômes dans la base de reconstruction.

J'ai réalisé plusieurs expériences permettant de calibrer le programme Hub08 (équivalence dioptries/coefficients de Zernike, fixation du niveau de seuil...).

Le paragraphe suivant traite des deux paramètres « vacants » que sont les sous-pupilles valides et le nombre de polynômes de la base de reconstruction. Un choix judicieux pour ces paramètres permet de diminuer les erreurs de mesure et de repliement, alors que si on leur attribue des valeurs non adaptées, on prend le risque d'obtenir des coefficients qui n'ont plus aucun sens.

Je me suis ensuite attachée à valider le principe de mesure d'aberrations en réalisant des montages optiques simples. Les valeurs d'aberrations calculées par le logiciel Hub08 ont été comparées soit avec les résultats de calculs théoriques (basculement), soit avec celles déduites dans le logiciel de calcul optique ZEMAX (astigmatisme).

3.2.2.1. Paramètres vacants

Le programme Hub08 prend en compte, pour les calculs, les paramètres de l'AFO construit à partir des éléments présentés dans le Tableau 3 (focale, taille des microlentilles, format d'image en sortie de la caméra Hi-SIS, longueur d'onde du laser He-Ne). Il reste à l'expérimentateur à lui indiquer entre autres quelles sont les points d'échantillonnage du front d'onde à considérer (sous-pupilles valides).

La pupille définie par la matrice de microlentilles est représentée ci-dessous en traits pleins.

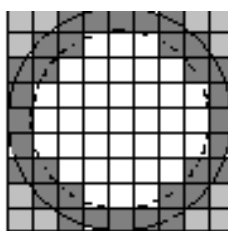


Figure 18 : représentation des sous-pupilles du système

Les polynômes de Zernike sont des fonctions définies sur une pupille circulaire. Il s'agit donc de faire savoir au programme que les 4 groupes de trois sous-pupilles situés dans les coins (ils apparaissent en gris clair à la Figure 18) ne font pas partie de l'espace sur lequel se projette le front d'onde. On les invalide en cliquant dessus avec la souris.

Si on souhaite travailler avec une pupille d'entrée de diamètre plus faible, on peut soit faire évoluer le système de conjugaison de pupilles pour en modifier « physiquement » le grandissement (ce qui implique bien souvent le changement d'optiques), ou invalider davantage de sous-pupilles pour définir une pupille, circulaire, plus petite (représentée en traits pointillés sur la Figure 18). Cet artifice permet de travailler avec des yeux non dilatés par exemple, même si le montage optique est dimensionné pour le travail sur des yeux dilatés. Il faut alors indiquer au logiciel que le diamètre de pupille à prendre en compte a changé, sans quoi, une valeur aléatoire sera attribuée à la position du barycentre dans les sous-pupilles gris sombre.

L'expérimentateur doit aussi entrer dans le logiciel le nombre de polynômes de la base de reconstruction à considérer. Il s'agit de reconstruire le front d'onde sur une base comprenant suffisamment de polynômes pour éviter le phénomène de repliement ; si cette base est trop grande, le nombre de points d'échantillonnage peut devenir insuffisant. Ainsi, la reconstruction d'un front d'onde de coma 5 sur une base de polynômes de Zernike n'allant pas jusqu'aux Z16 et Z17, fait apparaître des coefficients de tilt et de coma du 3e ordre non nuls : le logiciel ne disposant pas de suffisamment de vecteurs de base pour reconstruire convenablement le front d'onde, il utilise les modes les plus voisins de coma 5 pour approcher ce polynôme ; « les plus voisins » au sens de Zernike signifiant : « de même ordre radial ». L'ordre radial n correspond au « nombre d'ondulations du polynôme autour de 0 ».

La situation idéale est celle où l'on sait *a priori* de quel ordre sont les aberrations qui nous intéressent dans le système, avant de dimensionner l'AFO.

3.2.2.2. Calibration du logiciel

3.2.2.2.1. Basculement et seuil appliqué

Dans un premier temps, j'ai jugé bon de vérifier que le logiciel reconstruit correctement des fronts d'onde correspondants à un défaut basique : le basculement (ou tilt). Pour ce faire, j'ai réalisé le montage optique simple suivant :

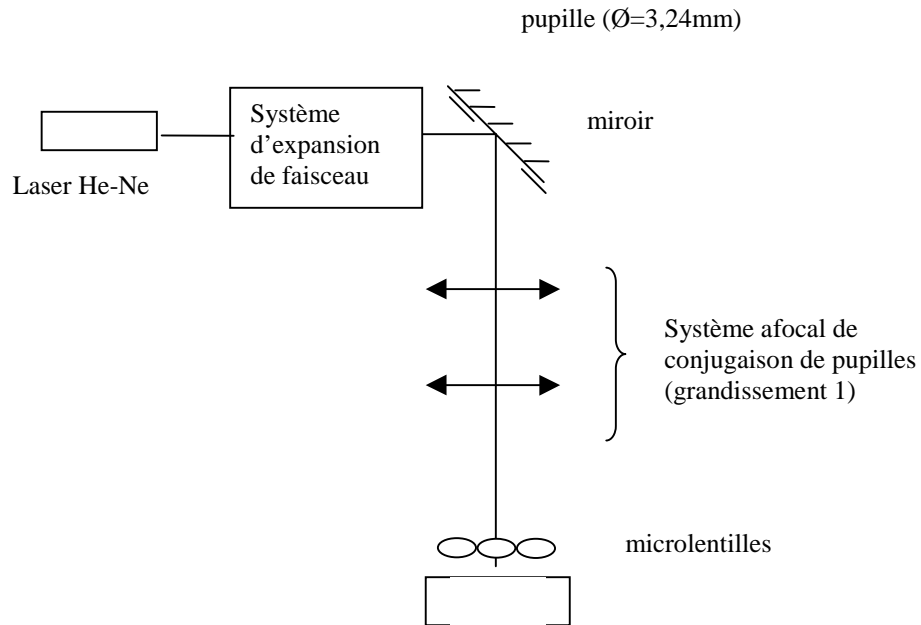


Figure 19 : mesure d'un tilt

a) valeur de basculement induite expérimentalement

Lorsque l'on bascule le miroir plan d'un angle de 15 minutes autour de sa position de référence (45°), on engendre théoriquement uniquement le coefficient de Zernike de tilt donné par le calcul suivant :

b) valeur de basculement calculée sans intervention du logiciel

Soit dx le déplacement du centre de gravité dans le plan focal des microlentilles, f la focale de ces dernières et θ l'angle du front d'onde avec le front d'onde plan parfait dans le plan de la pupille d'analyse.

On a :

$$f \tan \theta = dx.$$

L'écart normal sur l'axe entre le front d'onde aberrant et le front d'onde parfait s'exprime de la manière suivante:

Chapitre III : dimensionnement du système

$$z = 2a\rho/\rho_0 \cos\Phi$$

où a est le coefficient de Zernike de tilt, ρ_0 le diamètre de la pupille et ρ la coordonnée radiale polaire.

Avec $x = \rho\cos\Phi$ et $y = \rho\sin\Phi$, l'équation du front d'onde aberrant est, dans le repère x,y,z :

$$z - 2ax/\rho_0 = 0$$

La dérivée de l'écart normal suivant x nous donne « l'angle local » du front d'onde (ici θ)

$$dz/dx = \tan\theta$$

D'où : $a = (\rho_0/2)\tan\theta$

A.N. : $a = 6,54 \cdot 10^{-3}$ mm.

c) valeur de basculement donnée par le logiciel

Dans la pratique apparaissent en fait des problèmes de seuillage (quel niveau de seuil appliquer pour déduire la position correcte du barycentre ?), mais aussi des problèmes relatifs au principe de soustraction des aberrations : entre l'enregistrement d'une image de SH de référence (miroir à 45° dans ce cas particulier) et celle se rattachant au front d'onde basculé, ce n'est pas uniquement le coefficient de tilt qui diffère : les rayons lumineux ne sont plus passés aux mêmes endroits des dioptries, ce qui modifie légèrement la valeur des autres coefficients de Zernike. La reconstruction du front d'onde montre en effet en plus du coefficient de tilt, des coefficients de coma non négligeables (coma 3, et un peu de coma 5). L'apparition de coma n'est pas une manifestation du phénomène de repliement (les coefficients de coma conservent les mêmes valeurs, que l'on incluse dans la base des polynômes du 5^e ou du 7^e ordre ou au-delà, dans les limites du raisonnable), mais du léger excentrement des lentilles de conjugaison suite au basculement des rayons.

Les résultats de l'étude du coefficient de tilt en fonction du seuil sont reportés dans le Tableau 4.

seuil (unité arbitraire)	1	2	3	4	5	6	7
Z _{tilt} expérimental	6.38 ^e -3 mm	6.40e-3	6.58e-3	6.60e-3	6.25e-3	4.05e-3	0.01800
Z _{tilt} attendu	6.54 ^e -3 mm	6.54e-3	6.54e-3	6.54e-3	6.54 ^e -3	6.54 ^e -3	6.54 ^e -3

Tableau 4 : coefficient de Zernike de tilt en fonction des seuils croissants, appliqués à l'image

1 : ce niveau de seuil fait chuter partiellement seulement la valeur du fond de l'image.

4 : ce niveau de seuil supprime moins de 12 sous-pupilles sur 69 (les 4 groupes de 3 sous-pupilles dans les coins de la matrice (carrée) ne reçoivent pas de flux puisque la pupille (ronde) est inscrite dans la matrice ; elles sont donc invalidées au départ (cf. paragraphe 3.2.2.1).

5 : ce niveau de seuil supprime plus de 24 sous-pupilles. Le calcul du barycentre est faussé par la suppression de pixels « utiles » dans les sous-pupilles valides.

7 : ce niveau de seuil supprime plus de 44 sous-pupilles. Le front d'onde est mal échantillonné.

Lorsque l'on fait varier le niveau de seuil appliqué à l'image, la valeur du coefficient de tilt change. Légèrement d'abord, tant que le seuil n'est pas suffisant pour éteindre certaines sous-pupilles du bord de la pupille (c'est dans cette zone que les microlentilles reçoivent le moins de flux, comme explicité sur la Figure 20). Une fois que certaines sous-pupilles ne contiennent plus de signal utile, mais uniquement un peu de lumière diffusée (seuil typiquement trop élevé), le coefficient de tilt varie nettement plus. A ce moment, il est préférable d'indiquer au logiciel qu'il ne faut pas tenir compte de ces signaux quasi-nuls pour reconstruire le front d'onde (il s'agit d'invalider les sous-pupilles en question, cf. paragraphe 3.2.2.1). Invalider des sous-pupilles diminue le nombre de points d'échantillonnage du front d'onde, mais ne pas le faire revient à imposer au logiciel de reconstruire un front d'onde quasiment plan en bord de pupille, alors qu'il n'y a aucune raison pour qu'il soit effectivement plan.

L'allure typique du profil d'intensité suivant un des axes du CCD et visualisée sous Hub08 est présentée à la Figure 20.

Remarque : Le front d'onde est reconstruit sur une base de polynômes fixée, incluant le 5^e ordre. Le choix d'une base n'allant pas jusqu'à la coma 5 induirait des problèmes de repliement ; il ne sert à rien de travailler avec une base plus complète, puisqu'au-delà de la coma 5, les coefficients de Zernike sont quasi nuls.

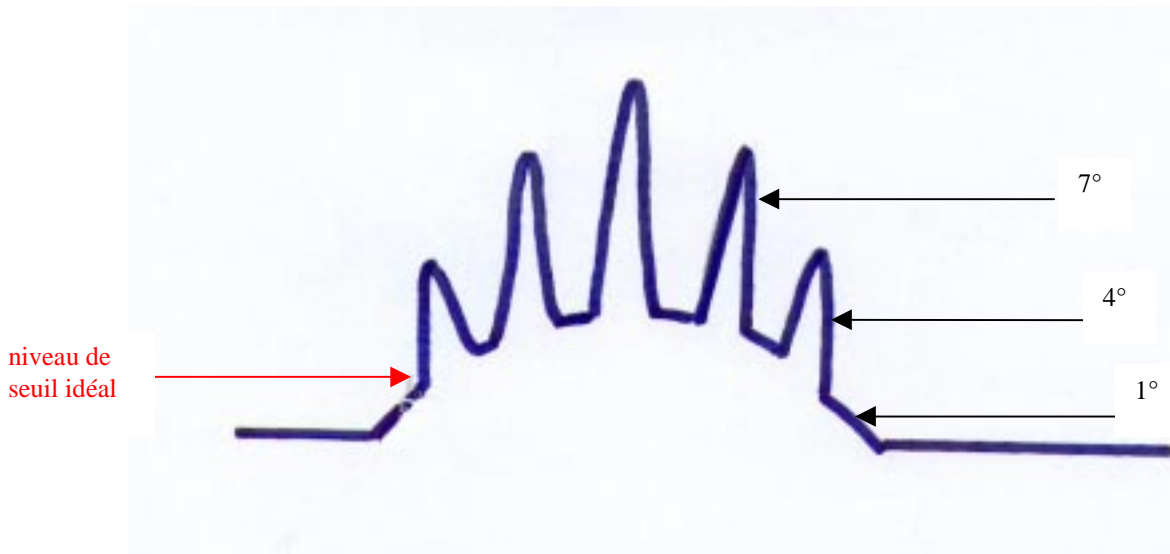


Figure 20 : profil d'intensité suivant 1 axe du CCD. Les pics correspondent aux spots formés au foyer des microlentilles. 5 au lieu de 9 ont été représentés. Le fait que les pics n'aient pas tous la même intensité a une origine double : d'une part, la présence de lumière diffusée, d'autre part, les pics secondaires de la tache de diffraction formée par une microlentille carrée se chevauchent (éventuellement interfèrent). Les flèches indiquent les niveaux de seuil appliqué (cf. Tableau 4)

La linéarité du logiciel a fait l'objet de vérifications : un front d'onde basculé d'un angle de 30 minutes engendre ainsi un coefficient de Zernike de tilt double de celui calculé en début de paragraphe.

Cette expérience a permis de vérifier que le montage conçu identifie convenablement les basculements de front d'onde. Elle a également procuré une occasion de s'exercer au seuillage d'une image de SH, en déterminant, pour un profil d'intensité typique donné, la gamme de seuil que l'on doit appliquer à l'image afin de reconstruire le front d'onde de manière optimale.

3.2.2.2.2. Mesure d'un astigmatisme. Estimation de la précision de la reconstruction.

Le but de l'étude décrite dans ce paragraphe est d'obtenir des informations sur la reconstruction d'une aberration particulière, importante dans le cadre d'un travail sur l'œil : l'astigmatisme. Elle doit permettre de lier la valeur du coefficient de Zernike, exprimé en micromètres, à la valeur du défaut en dioptries situé dans la pupille d'entrée du système. De cette étude découlera également la valeur minimale du défaut mesurable par l'AFO ; *a fortiori*, un astigmatisme du même ordre de grandeur, présent dans l'œil d'un sujet, ne sera pas détecté.

J'ai repris le principe du montage utilisé au paragraphe précédent en insérant dans la pupille d'entrée du système diverses lentilles cylindriques étalonnées. Pour chaque lentille, j'ai relevé la valeur (moyenne sur 5 images enregistrées successivement) du coefficient de Zernike d'astigmatisme. L'étude en fonction du seuil n'a pas été reconduite. Les résultats sont reportés dans le Tableau 5, pour les trois lentilles les moins puissantes.

a) valeur d'astigmatisme induite et valeur calculée par le logiciel

cylindre	$Z_{\text{astigmatisme}}$ attendu	$Z_{\text{astigmatisme}}$ expérimental	écart type en δ
+0,12 δ	0,155 μm	0,025 μm	0,10
+0,25 δ	0,312 μm	0,225 μm	0,08
+0,5 δ	0,625 μm	0,462 μm	0,11

Tableau 5 : comparaison des coefficients d'astigmatisme théoriques et dérivés par le logiciel Hub08.

La dynamique du SH ne permet pas de reconstruire des astigmatismes d'une valeur supérieure à 0,5 dioptries. On constate qu'un astigmatisme de 0,12 dioptries n'est plus perçu correctement.

b) valeur d'astigmatisme calculée sans intervention du logiciel

Pour obtenir un équivalent dioptries/ μm , j'ai simulé parallèlement le montage sous le logiciel ZEMAX. Ce logiciel a l'avantage d'avoir en mémoire les catalogues des lentilles proposées par les principales entreprises qui vendent du matériel optique. J'ai donc pu entrer les valeurs exactes des rayons de courbure et des indices des verres relatifs aux lentilles qui composent mon montage. Je présente ci-dessous la décomposition du front d'onde intercepté par la pupille d'entrée du montage (diamètre : 7 mm) sur 37 polynômes de Zernike, pour une valeur d'astigmatisme de 0,25 δ (Figure 21).

Chapitre III : dimensionnement du système

```

File : C:\ZEMAX\SAMPLES\LENS.ZMX
Title: Lens has no title.
Date : WED NOV 21 2001

Note that RMS (to chief) is the RMS of the OPD after subtracting out piston.
The RMS (to centroid) is the RMS after subtracting out both piston and tilt.
The RMS (to centroid) is most physically significant and is generally what
is meant by 'the RMS'. Although ZEMAX uses the term 'centroid' for brevity,
the reference point is not the diffraction intensity centroid, but the reference
point which minimizes the variance of the wavefront.

Field          : 0.0000, 0.0000 deg
wavelength    : 1.0000 microns
Peak to Valley : 1.531151 waves
RMS (to chief) : 0.331133 waves
RMS (to centroid) : 0.331133 waves
Variance      : 0.109649 waves squared
Strehl Ratio (Est): 0.000000

RMS fit error : 0.000000 waves
Maximum fit error : 0.000000 waves

Z 1      0.213560 : 1
Z 2      0.000000 : 4^(1/2) (R) * COS (A)
Z 3      -0.000000 : 4^(1/2) (R) * SIN (A)
Z 4      0.123566 : 3^(1/2) (2R^2 - 1)
Z 5      0.000000 : 6^(1/2) (R^2) * SIN (2A)
Z 6      0.312550 : 6^(1/2) (R^2) * COS (2A)
Z 7      -0.000000 : 8^(1/2) (3R^3 - 2R) * SIN (A)
Z 8      -0.000000 : 8^(1/2) (3R^3 - 2R) * COS (A)
Z 9      0.000000 : 8^(1/2) (R^3) * SIN (3A)
Z 10     -0.000000 : 8^(1/2) (R^3) * COS (3A)
Z 11     0.000206 : 9^(1/2) (6R^4 - 6R^2 + 1)
Z 12     -0.000004 : 10^(1/2) (4R^4 - 3R^2) * COS (2A)
Z 13     0.000000 : 10^(1/2) (4R^4 - 3R^2) * SIN (2A)
Z 14     -0.000004 : 10^(1/2) (R^4) * COS (4A)
Z 15     -0.000000 : 10^(1/2) (R^4) * SIN (4A)
Z 16     -0.000000 : 12^(1/2) (10R^5 - 12R^3 + 3R) * COS (A)
Z 17     -0.000000 : 12^(1/2) (10R^5 - 12R^3 + 3R) * SIN (A)
Z 18     -0.000000 : 12^(1/2) (5R^5 - 4R^3) * COS (3A)
Z 19     -0.000000 : 12^(1/2) (5R^5 - 4R^3) * SIN (3A)
Z 20     -0.000000 : 12^(1/2) (R^5) * COS (5A)
Z 21     0.000000 : 12^(1/2) (R^5) * SIN (5A)
Z 22     -0.000001 : 7^(1/2) (20R^6 - 30R^4 + 12R^2 - 1)
Z 23     0.000000 : 14^(1/2) (15R^6 - 20R^4 + 6R^2) * SIN (2A)
Z 24     -0.000000 : 14^(1/2) (15R^6 - 20R^4 + 6R^2) * COS (2A)
Z 25     0.000000 : 14^(1/2) (6R^6 - 5R^4) * SIN (4A)
Z 26     -0.000000 : 14^(1/2) (6R^6 - 5R^4) * COS (4A)
Z 27     0.000000 : 14^(1/2) (R^6) * SIN (6A)
Z 28     -0.000000 : 14^(1/2) (R^6) * COS (6A)
Z 29     -0.000000 : 16^(1/2) (35R^7 - 60R^5 + 30R^3 - 4R) * SIN (A)
Z 30     0.000000 : 16^(1/2) (35R^7 - 60R^5 + 30R^3 - 4R) * COS (A)
Z 31     0.000000 : 16^(1/2) (21R^7 - 30R^5 + 10R^3) * SIN (3A)
Z 32     -0.000000 : 16^(1/2) (21R^7 - 30R^5 + 10R^3) * COS (3A)
Z 33     0.000000 : 16^(1/2) (7R^7 - 6R^5) * SIN (5A)
Z 34     -0.000000 : 16^(1/2) (7R^7 - 6R^5) * COS (5A)
Z 35     -0.000000 : 16^(1/2) (R^7) * SIN (7A)
Z 36     -0.000000 : 16^(1/2) (R^7) * COS (7A)
Z 37     -0.000000 : 9^(1/2) (70R^9 - 140R^6 + 90R^4 - 20R^2 + 1)

```

coefficient
d'astigmatisme

Figure 21 : coefficients de Zernike calculés par le logiciel ZEMAX

On note bien que l'aberration prépondérante du système est l'astigmatisme. La valeur vers laquelle le logiciel Hub08 doit tendre est de 0,312 μm .

Ces expériences permettent de valider la formule proposée par Liang et al. (1994), liant les valeurs d'astigmatisme mesurées en dioptries aux coefficients de Zernike exprimés en micromètres :

$$\Delta_A = \pm \frac{16\sqrt{6(A_{2,2}^2 + B_{2,2}^2)}}{D^2}$$

où D est le diamètre de la pupille en mm, $A_{2,2}$ et $B_{2,2}$ sont les coefficients de Zernike en μm et Δ_A l'astigmatisme en dioptries.

La différence entre la valeur attendue et la valeur trouvée par le logiciel peut s'expliquer par le fait que le niveau de seuil n'est pas tout à fait adapté, mais aussi par des problèmes d'excentrement et de basculement des lentilles. La reproduction d'une simulation réalisée sous ZEMAX (Figure 22) montre qu'un excentrement de 1 mm suivant x et y ajouté à un tilt de 1° dans chacune de ces directions induit une variation du coefficient d'astigmatisme de 0,06 μm . De plus il est impossible de simuler sous ZEMAX les défauts de fabrication des lentilles qui induisent des aberrations d'ordre élevé pouvant se replier sur le coefficient d'astigmatisme. On en soustrait une partie par la prise d'image (de pentes, cf. chapitre II) de référence, mais comme mentionné au paragraphe précédent, il est difficile de se rendre compte de l'efficacité réelle de cette technique. Le fait que le logiciel Hub08 donne des valeurs très faibles mais non nulles aux coefficients d'ordre supérieur peut être une manifestation de l'inadaptation partielle de la soustraction de la référence telle qu'elle est menée dans ces études.

Chapitre III : dimensionnement du système

File : C:\ZEMAX\SAMPLES\LENS.ZMX
 Title: Lens has no title.
 Date : WED NOV 21 2001

Note that RMS (to chief) is the RMS of the OSD after subtracting out piston.
 The RMS (to centroid) is the RMS after subtracting out both piston and tilt.
 The RMS (to centroid) is most physically significant and is generally what
 is meant by 'the RMS'. Although ZEMAX uses the term 'centroid' for brevity,
 the reference point is not the diffraction intensity centroid, but the reference
 point which minimizes the variance of the wavefront.

Field : 0.0000, 0.0000 deg
 Wavelength : 1.0000 microns
 Peak to Valley : 1.840249 waves
 RMS (to chief) : 0.420030 waves
 RMS (to centroid) : 0.420018 waves
 Variance : 0.176415 waves squared
 Strehl Ratio (Est): 0.000000

RMS fit error : 0.000000 waves
 Maximum fit error : 0.000000 waves

Z 1	0.353018	:	1
Z 2	0.001271	:	4^(1/2) (R) * COS (A)
Z 3	-0.003376	:	4^(1/2) (R) * SIN (A)
Z 4	0.204011	:	3^(1/2) (2R^2 - 1)
Z 5	-0.019623	:	6^(1/2) (R^2) * SIN (2A)
Z 6	0.372728	:	6^(1/2) (R^2) * COS (2A)
Z 7	-0.001182	:	8^(1/2) (3R^3 - 2R) * SIN (A)
Z 8	0.000444	:	8^(1/2) (3R^3 - 2R) * COS (A)
Z 9	0.000083	:	8^(1/2) (4R^3) * SIN (3A)
Z 10	0.000050	:	8^(1/2) (4R^3) * COS (3A)
Z 11	0.000151	:	5^(1/2) (6R^4 - 6R^2 + 1)
Z 12	0.000003	:	10^(1/2) (4R^4 - 3R^2) * COS (2A)
Z 13	0.000003	:	10^(1/2) (4R^4 - 3R^2) * SIN (2A)
Z 14	0.000006	:	10^(1/2) (R^4) * COS (4A)
Z 15	0.000001	:	10^(1/2) (R^4) * SIN (4A)
Z 16	-0.000003	:	12^(1/2) (10R^5 - 12R^3 + 3R) * COS (A)
Z 17	0.000006	:	12^(1/2) (10R^5 - 12R^3 + 3R) * SIN (A)
Z 18	0.000000	:	12^(1/2) (5R^5 - 4R^3) * COS (3A)
Z 19	0.000000	:	12^(1/2) (5R^5 - 4R^3) * SIN (3A)
Z 20	-0.000000	:	12^(1/2) (R^5) * COS (5A)
Z 21	-0.000000	:	12^(1/2) (R^5) * SIN (5A)
Z 22	-0.000001	:	7^(1/2) (20R^6 - 30R^4 + 12R^2 - 1)
Z 23	0.000000	:	14^(1/2) (15R^6 - 20R^4 + 6R^2) * SIN (2A)
Z 24	0.000000	:	14^(1/2) (15R^6 - 20R^4 + 6R^2) * COS (2A)
Z 25	-0.000000	:	14^(1/2) (6R^6 - 5R^4) * SIN (4A)
Z 26	-0.000000	:	14^(1/2) (6R^6 - 5R^4) * COS (4A)
Z 27	-0.000000	:	14^(1/2) (R^6) * SIN (6A)
Z 28	-0.000000	:	14^(1/2) (R^6) * COS (6A)
Z 29	0.000000	:	16^(1/2) (35R^7 - 60R^5 + 30R^3 - 4R) * SIN (A)
Z 30	0.000000	:	16^(1/2) (35R^7 - 60R^5 + 30R^3 - 4R) * COS (A)
Z 31	-0.000000	:	16^(1/2) (21R^7 - 30R^5 + 10R^3) * SIN (3A)
Z 32	0.000000	:	16^(1/2) (21R^7 - 30R^5 + 10R^3) * COS (3A)
Z 33	-0.000000	:	16^(1/2) (7R^7 - 6R^5) * SIN (5A)
Z 34	-0.000000	:	16^(1/2) (7R^7 - 6R^5) * COS (5A)
Z 35	-0.000000	:	16^(1/2) (R^7) * SIN (7A)
Z 36	-0.000000	:	16^(1/2) (R^7) * COS (7A)
Z 37	-0.000000	:	9^(1/2) (70R^8 - 140R^6 + 90R^4 - 20R^2 + 1)

Figure 22 : coefficients de Zernike pour une pupille excentrée de 1mm et basculée de 1°.

Cette expérience donne un ordre de grandeur de la précision de l'analyseur pour ce qui est de la mesure de l'astigmatisme. Dans l'œil, un astigmatisme plus faible que 0,12 δ ne sera plus détecté. En outre, cette mesure a été effectuée dans des

conditions de fort flux, ce qui ne sera plus le cas lorsqu'un œil vivant remplacera les cylindres. L'ordre de grandeur obtenu est comparable avec celui trouvé par Liang et al. (1997), pour la précision de mesure du defocus, dans des conditions expérimentales similaires.

Pour obtenir le bruit de mesure de l'analyseur, il faudrait recommencer le même type d'expérience avec d'autres aberrations puisque la variance de la phase sur la pupille est proportionnelle à la somme des différents coefficients de Zernike.

L'ensemble de ces études permet de valider le principe de reconstruction de front d'onde en amont et en aval de l'analyseur et de calibrer le logiciel Hub08. En effet, deux déformations particulières du front d'onde incident sur l'analyseur ont été correctement mesurées, moyennant une soustraction de fond adéquate sur les images de SH. L'étude du basculement a permis plus particulièrement de tester la linéarité du système, ainsi que les valeurs des paramètres vacants à indiquer au logiciel. La relation d'équivalence entre la mesure du déplacement des spots (en pixels) au foyer des sous-pupilles, la valeur du coefficient de tilt (en micromètres) calculée par le logiciel et l'angle de basculement du front d'onde dans la pupille d'entrée du système a été établie.

De même, l'étude d'une aberration qui joue un rôle important dans l'œil (astigmatisme) a permis de dériver la relation liant une valeur d'astigmatisme exprimée en unités ophtalmologiques (dioptries) au coefficient de Zernike correspondant calculé par le logiciel. Cette étude donne également les bornes inférieure et supérieure de la valeur d'astigmatisme mesurable sur un sujet, ainsi qu'une borne inférieure du bruit de mesure du système. Les conditions de travail rencontrées lors d'études impliquant l'œil (faible niveau de signal, difficultés à assurer les conjugaisons de pupilles, défauts de reproductibilité du positionnement dans la mentonnière, etc...) seront très différentes des conditions idéales dans lesquelles les expériences décrites dans ce paragraphe ont été menées. C'est pourquoi je n'ai pas jugé nécessaire de pousser plus avant les études concernant la précision du système conçu.

Le principe du montage optique sera repris tel quel pour l'étude d'yeux, même si des ajouts seront nécessaires pour régler de nouveaux problèmes liés au travail dans les milieux biologiques (par exemple : suppression des réflexions parasites, gestion du rapport signal à bruit en fonction de la sécurité oculaire et de la sensibilité de la caméra, etc...).

3.3. Le montage de mesure d'aberrations d'œil en BO

Avant de remplacer miroir basculant et lentilles cylindriques par un œil vivant, il est fondamental de vérifier que l'obtention d'un niveau de signal suffisant sur la caméra ne nécessite pas d'envoyer un flux lumineux trop important sur la rétine. Les caractéristiques de la caméra étant connues (cf. paragraphe 3.2.1), il s'agit encore de décider quelle quantité de lumière on envoie dans l'œil et de calculer la transmission du système, pour avoir une estimation du rapport S/B des images de SH.

3.3.1. La sécurité oculaire

Envoyer de la lumière dans un œil vivant n'est jamais sans risque : il existe deux mécanismes principaux selon lesquels la lumière peut endommager l'œil : par échauffement (trop de rayonnement brûle les tissus), ou par réaction photochimique (les courtes longueurs d'onde en particulier causent une oxydation photochimique, les sous-produits de cette oxydation étant toxiques pour la rétine).

Le seuil de dommage pour les émissions à des longueurs d'onde visibles est relativement élevé ; ainsi, la lumière susceptible de causer des dégâts est fortement désagréable. Cependant, dans le cas de rayonnements hautement énergétiques, le réflexe de fermeture des paupières (temps de latence : $\frac{1}{4}$ seconde) qui se déclenche alors n'est pas suffisamment rapide pour protéger les tissus oculaires. En outre, certaines sources émettent de manière non négligeable dans l'infrarouge ou dans l'ultraviolet ; le danger est accru par le fait que ces longueurs d'ondes sont invisibles à l'œil humain : le réflexe palpébral ne se déclenche même pas...

Un rayonnement direct ou même réfléchi peut endommager l'œil définitivement. Les tissus concernés dépendent de la longueur d'onde du rayonnement : ainsi, la lumière visible et l'infrarouge proche (400 – 1400 nm) causent du tort à la rétine principalement (formant un scotome ou tache aveugle), alors que les longueurs d'onde ultraviolettes et l'infrarouge lointain sont absorbés par le segment antérieur, endommageant la cornée et /ou le cristallin. La gravité des dommages dépend du niveau d'éclairement, du temps d'exposition, et de la taille du faisceau.

Il faut enfin distinguer le cas particulier de l'utilisation de lumière laser (cohérente) au cours de laquelle la formation de tavelures peut causer d'importantes variations d'éclairement de la rétine ; les limites de sécurité doivent être corrigées d'un facteur 10 à 100 par rapport à celles établies en lumière « blanche ». Pour les deux types de rayonnement (lumière laser et lumière incohérente), la France (par l'intermédiaire de l'AFNOR) et les USA (ANSI) ont publié des normes de sécurité oculaire (identiques

pour les deux organismes en ce qui concerne l'usage de lumière laser). Ces normes ont en fait une valeur légale, mais le simple fait de se placer dans des conditions expérimentales les respectant scrupuleusement ne garantit pas l'absence de danger pour l'œil. En effet, ces normes (exposées en annexe) ont été établies à partir d'expérimentations sur les animaux ainsi que des accidents répertoriés par les organismes de normalisation (moyennant tout de même un certain facteur correctif « de sûreté ») ! Il se peut alors tout à fait qu'une dose de rayonnement égale à la norme officielle soit nocive à l'œil d'un individu particulier et qu'une dose 10 fois plus intense se révèle sans danger pour un autre sujet. Afin d'accroître la marge de sécurité, je n'exposerai jamais un œil à un éclairage de plus d'un cinquième de la valeur figurant dans les documents légaux.

- Lumière « blanche »

Les courbes suivantes (Figure 23) sont un extrait de la norme américaine ANSI Z-136 traitant de la sécurité oculaire.

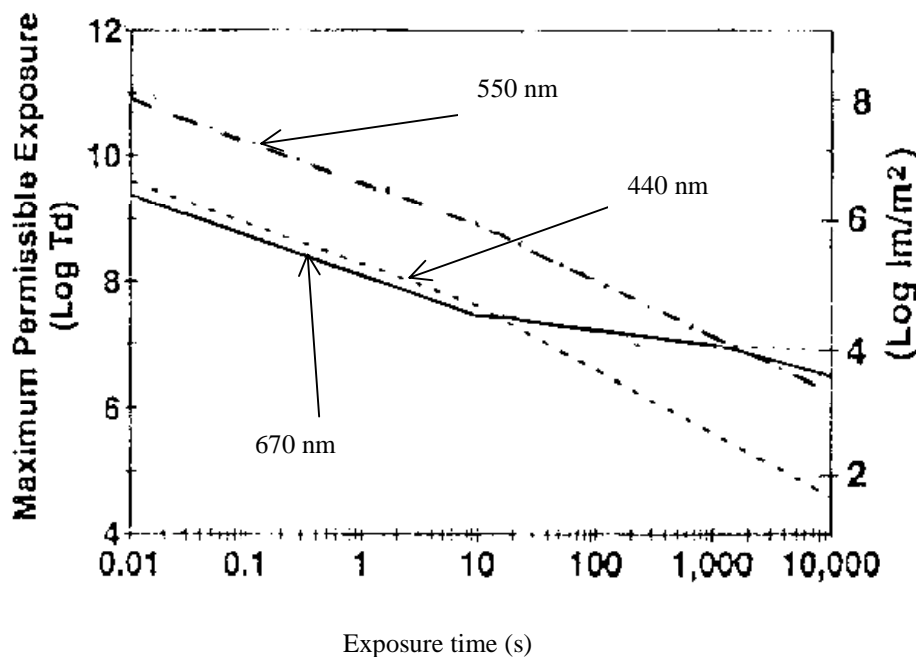


Figure 23 : éclairage maximum permis sur la rétine, pour des temps d'exposition différents, à 440 nm (tirets), 550 nm (pointillés), 670 nm (traits pleins), tiré de « Handbook of optics ».

Comme on peut le découvrir sur ces courbes, la norme varie en fonction de la longueur d'onde. La légende précise qu'il faut prendre en compte dans les calculs

photométriques la taille de la tache *formée sur la rétine* (plus celle-ci est petite, moins le flux que l'on peut envoyer dans l'œil est élevé). La bonne manière de procéder, pour calculer cette taille, est de considérer que l'œil est un système optique limité à la diffraction, ce qui ne peut conduire qu'à une sous-estimation de la taille de la tache (puisque dans le cas d'un œil dilaté, les aberrations étalent la tache formée).

Lorsqu'on examine plus précisément les courbes, on constate un changement de la valeur des pentes pour une pose de 10 s. En ce qui concerne les courbes à 550 et 440 nm, la pente est d'abord constante, pour les faibles temps de pose (< 10 s), puis prend une valeur supérieure dans un deuxième temps. Une explication peut être la suivante : à partir de 10 s de pose, il faut tenir compte, outre la puissance (= énergie instantanée) du rayonnement, de son énergie totale. Autrement dit, un effet cumulatif apparaît pour les longues poses, correspondant à l'impossibilité, pour les tissus, de se relaxer...

- Lumière laser

Les deux organismes de normalisation, européen et américain se basent sur un même critère :

L'exposition maximum permise (MPE).

Les niveaux de MPE sont fonction de la longueur d'onde laser, du temps d'exposition et de la cadence de répétition (dans le cas d'un laser impulsionnel). La MPE est habituellement exprimée en terme d'exposition cornéenne. La norme américaine ANSI Z-136.1 définit les niveaux de MPE pour des longueurs d'ondes lasers spécifiques et des temps d'exposition donnés (annexe). En général, plus la longueur d'onde est grande, plus la MPE est élevée. Par contre, plus le temps d'exposition est long, plus la MPE est faible.

Dans le cas d'un laser He-Ne, l'exposition maximale permise lorsqu'on regarde le faisceau directement pendant une durée T est :

$$EMP = 18 T^{0.75} \text{ J m}^{-2}$$

Application numérique : Pour pouvoir laisser l'œil suffisamment longtemps dans le faisceau laser afin d'accomplir les réglages de mise en position (soit 3 minutes environ), on obtient :

$$EMP = 885 \text{ J m}^{-2}.$$

La surface à prendre en compte dans le calcul est mesurée au niveau de la cornée, soit environ $4 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$ dans le cas d'une pupille dilatée de 7 mm de diamètre.

On tolère donc légalement une énergie de 0,034 J au niveau de la cornée pendant 3 min.

3.3.2. Mesure de la transmission de l'œil

Elle varie bien entendu d'un sujet à l'autre, mais aussi en fonction de la longueur d'onde. On l'estime mathématiquement, en utilisant les données médicales disponibles à ce sujet (Tableau 6).

Transmission aller-retour des dioptries de l'œil dans le visible (Lamarque, 1998)	Albédo de la rétine pour un œil foncé pour le milieu du spectre visible (Webb et al., 1980)	Facteur de transmission t de la pupille (en supposant que la rétine est un diffuseur lambertien)
$\approx 0,95^2$	$\approx 0,005$	$(1-\cos(\alpha/2))$ où α est l'angle sous lequel on voit la pupille depuis la rétine.

Tableau 6 : facteur affectant la transmission de la lumière sur un aller-retour dans l'œil.

La transmission totale est le produit des facteurs précédents. Son ordre de grandeur a été vérifié de la manière suivante : on a mesuré la transmission d'un œil vert, emmétrope non dilaté, pour deux tailles de pupilles différentes (2 et 4 mm), et on a extrapolé les mesures à une pupille de 7 mm.

Dans le reste de ce rapport, la valeur de transmission de l'œil est prise égale à 7.10^{-5} .

3.3.3. La réflexion cornéenne

Suivant le diamètre du faisceau collimaté qui vient se focaliser dans la rétine, à flux donné, la réflexion cornéenne s'avère plus ou moins gênante : la cornée étant un dioptré sphérique très convexe (le rayon de courbure d'une cornée normale est légèrement inférieur à 8 mm), plus le faisceau intercepté est large, plus la lumière est réfléchiée avec un grand angle. L'inconvénient à travailler avec un faisceau incident de grand diamètre est que la source formée dans la rétine est plus étalée que si le diamètre est faible (les aberrations sont plus importantes dans la première configuration).

On peut songer à placer un diaphragme dans un plan judicieusement choisi pour supprimer une partie de la réflexion cornéenne (sans vignetter le signal utile, rétro-

diffusé par la rétine) ; cette solution peut ne pas s'avérer suffisamment efficace, notamment au voisinage de l'axe optique (résidu de réflexion cornéenne dans les sous-pupilles centrales).

Une autre possibilité est d'utiliser les propriétés dépolarisantes de la rétine pour séparer les signaux rétro-diffusés et réfléchis. Des études montrent (Bueno et al., 2001) qu'une lumière incidente polarisée rectilignement ressort de l'œil fortement dépolarisée pour une part, et avec une polarisation elliptique pour une autre part. Placer un cube séparateur de polarisations devant l'œil permet de rejeter efficacement le signal réfléchi sur la cornée. Cependant, un pourcentage difficilement estimable du signal rétro-diffusé par la rétine est également perdu. Cette solution, la plus efficace pour supprimer la réflexion cornéenne, n'est donc envisageable que si le récepteur est assez sensible pour travailler avec une petite partie seulement du signal utile disponible à la sortie de l'œil.

Suivant les contraintes extérieures (caméra utilisée, importance des aberrations chez un sujet donné, accessibilité d'un plan focal du signal rétro-diffusé), on utilisera l'une ou l'autre des solutions proposées.

3.3.4. Rapport S/B prévu sur la caméra Hi-SIS

Dans un premier temps, j'ai calculé le rapport signal à bruit théorique obtenu sur les images de SH, sans tenir compte de la lumière parasite due à la réflexion sur la cornée. Le montage optique en aval de l'œil utilise les mêmes lentilles que celui du paragraphe 3.2.2 (cf. Figure 24).

Compte-tenu des normes de sécurité oculaire, je choisis d'envoyer un flux de $0,65 \mu\text{W}$ en direction de l'œil dilaté du sujet ; ce niveau de flux permet de laisser sans risque l'œil "en permanence" dans le faisceau (la durée théorique donnée par les normes de sécurité est de plusieurs jours!) ; de plus, il est suffisamment faible pour ne pas gêner du tout les sujets (qui ont besoin d'être rassurés lorsqu'ils participent pour la première fois à une expérience en laboratoire !).

Le temps de pose prévu pour les images est de 400 ms. Un tel temps de pose permet de moyenniser temporellement les tavelures (Gardette, 2001) qui ne manquent pas de se former sur l'image puisque la rétine est un milieu diffusant et qu'on l'éclaire avec un laser. On espère que le temps d'exposition moyenne également les effets des micro-mouvements de l'œil et des fluctuations du milieu vitré sur la formation des images de SH. Enfin, le temps de pose de 400 ms doit permettre d'éviter qu'une pulsation cardiaque n'ajoute du flou aux images.

La transmission du système est le produit de celle de l'œil (cf. paragraphe 3.3.2) et de celle des optiques (lame séparatrice, faces du cube, lentilles de conjugaison, miroir

de renvoi, matrice). On tient également compte du rendement quantique de la caméra (0,4) dans la transmission de l'ensemble.

Au niveau de la caméra, on suppose les spots formés limités à la diffraction (ce qui n'est vraisemblablement pas le cas lorsqu'on travaille sur un œil dilaté) et que le niveau de courant d'obscurité est le même sur toute la zone qui nous intéresse. Enfin, comme mentionné en début de paragraphe, on ne tient compte d'aucune lumière parasite, pas même de celle introduite par la réflexion cornéenne. Les calculs figurent au niveau du Tableau 7.

Flux mesuré au niveau de la pupille d'entrée de l'œil (μW)	0,65
Temps de pose (ms)	400
Energie émergeant de l'œil (J)	$2,6 \cdot 10^{-7} \times 7 \cdot 10^{-5}$
Nombre de photons issus de l'œil	$5,8 \cdot 10^7$
Transmission des optiques (1)	0,4
Nombre de photons par sous-pupille	$2,85 \cdot 10^5$
Diamètre de la tache formée, limitée à la diffraction (μm)	60
Nombre de pixels dans le diamètre de tache	≈ 3
Nombre de photons par pixel de tache (2)	31500

Tableau 7 : Détail des étapes du calcul du nombre de photons reçu par pixel de la caméra Hi-SIS.

$$(1) : T = \underbrace{0,5}_{\text{lame}} \times \underbrace{0,995 \times 0,995}_{\text{faces-cube}} \times \underbrace{0,96 \times 0,96}_{L1} \times \underbrace{0,96 \times 0,96}_{L2} \times \underbrace{0,98}_{M1} \times \underbrace{0,97}_{\text{microlentilles}}$$

La lame semi-transparente insérée devant l'œil permet de procurer un point de visée au sujet (cf. Figure 24).

Les faces du cube séparateur de polarisations sont traitées anti-reflet.

(2) : on fait l'approximation que chaque pixel de la tache reçoit le même nombre de photons, et qu'aucun photon ne « tombe » à côté de ces 9 pixels.

Le niveau du fond est de 800 ADU/pixel, alors que le niveau de signal dans les taches est de 5040 ADU/pixel.

Chapitre III : dimensionnement du système

En faisant l'hypothèse que la totalité de la lumière émergeant de l'œil est dépolarisée, l'utilisation d'un cube séparateur de polarisations pour s'affranchir de la réflexion cornéenne mène à un niveau de signal sur la caméra de 2520 ADU/pixel.

Le rapport S/B qui en résulte est de :

$$\frac{S}{B} = \frac{\Phi_{spots}}{\sqrt{\Phi_{spots} + \sigma_{lecture}^2}}$$

où Φ_{spots} est le nombre d'électrons utiles par pixel (3800) et $\sigma_{lecture}$ représente le bruit de lecture de la caméra (15 électrons).

$$\text{A.N. : } S/B \approx 60$$

Il est intéressant de calculer l'étalement de la tache obtenue pour un sujet présentant une défocalisation (front d'onde sphérique issu de l'œil) de $0,5 \delta$ (sujet pouvant probablement encore être considéré comme emmétrope).

La focale de la lentille qui donne d'un objet situé à 17 mm une image située à 2 m est $f' = 16,85$ mm.

La tache de diffusion a formée au fond de l'œil correspondant à la focalisation par cette lentille d'un front d'onde plan est :

$$a = 7 \times \frac{17 - 16,85}{16,85} \approx 60 \text{ } \mu\text{m.}$$

Dans le plan focal des microlentilles, le diamètre de la tache correspondante est de 2 fois celui de la tache de diffraction des microlentilles environ (que je prends égal à $2\lambda f/d$, avec d et f diamètre et focale d'une microlentille). Reste à définir comment calculer le rapport S/B qui en résulte puisque le flux reçu par chaque pixel de tache n'est plus du tout le même. Cependant, la valeur trouvée dans le cas où les microlentilles sont limitées à la diffraction semble suffisamment élevée pour présager d'un comportement satisfaisant lorsque le front d'onde sera plus chahuté.

Cette étude a montré qu'il est possible d'obtenir un rapport S/B suffisant sur la caméra CCD pour analyser le front d'onde issu d'un œil emmétrope dilaté, sans risque d'endommager celui-ci.

3.3.5. Montage réalisé

La Figure 24 présente le montage optique réalisé pour l'étude des aberrations d'œil en boucle ouverte. Le trou T , dont on a déterminé le diamètre au paragraphe 3.2.1, est placé au foyer de la lentille L_1 de sorte qu'un faisceau collimaté arrive dans l'œil. L'iris placé devant ce dernier (cf. figure Figure 24) permet de définir la taille de la pupille de travail (6,4 mm) ; la pupille d'œil est conjuguée avec la matrice de microlentilles. Le diamètre de 6,4 mm au lieu des 7 mm annoncés est dû au fait que les focales des lentilles à ma disposition assurent un grandissement de 0,508 entre la pupille d'œil et la matrice de microlentilles. Pour maintenir la tête en position, un système de mentonnière et d'empreinte dentaire est utilisé (cf. paragraphe 2). En outre, pour fixer l'accommodation dans une certaine mesure, une cible est proposée au sujet, sous la forme d'un point source situé au foyer de L_2 . Le miroir M_1 sert de référence pour les alignements. Ainsi, il permet de repérer sur l'ensemble { caméra vidéo + moniteur } l'endroit où tombent les rayons réfléchis sur la cornée lorsque l'œil est positionné convenablement. La lumière laser, atténuée par la densité D et arrivant dans l'œil est polarisée rectilignement. Un cube séparateur de polarisations ne réfléchit que la composante polarisée perpendiculairement après rétro-diffusion par la rétine. L'analyseur final P_2 rejette tout résidu de lumière diffusée. L'image de SH est formée sur la caméra Hi-SIS22 décrite au Tableau 3 et utilisée dans les paragraphes précédents.

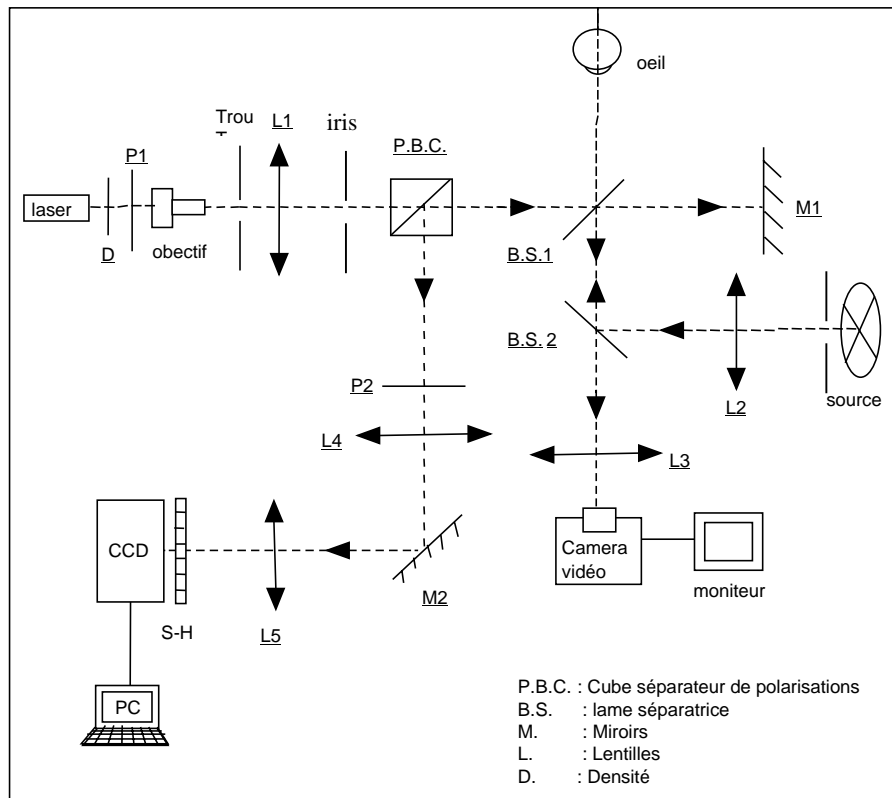


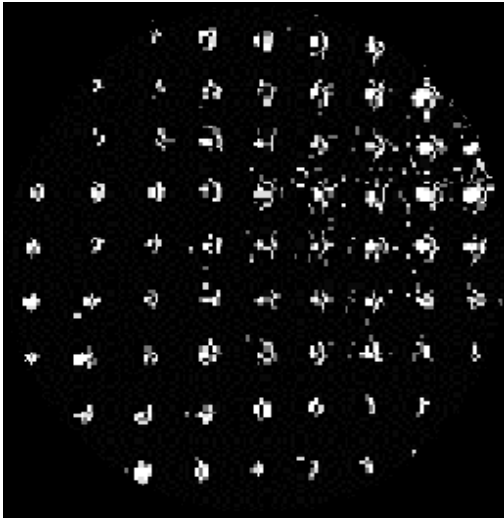
Figure 24 : montage réalisé pour l'étude des aberrations d'œil.

3.3.6. Etudes réalisées

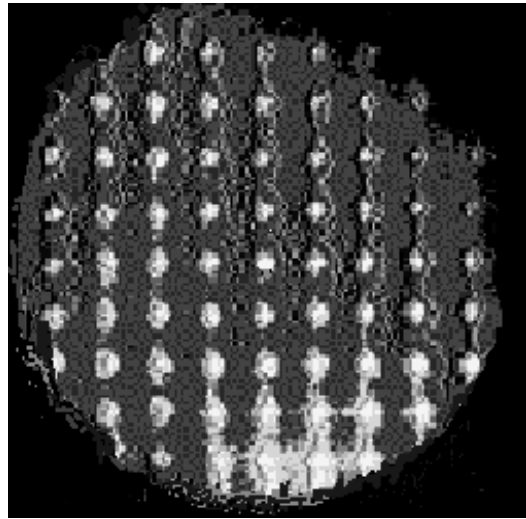
A partir de ce montage, différentes études ont été réalisées. En particulier, les aberrations de 6 yeux emmétropes ont été dérivées (jusqu'au polynôme Z_8). Il s'agissait d'abord de vérifier que le principe de l'analyse de front d'onde par senseur SH convient aux applications ophtalmologiques. Cela implique de contrôler la pertinence des choix stratégiques effectués tout au long des paragraphes précédents (type d'yeux étudiés, fixation, adéquation du matériel...), et de tester la reproductibilité des mesures. C'est ce qui est fait au paragraphe 3.3.6.2. Bien entendu, il ne faut pas perdre de vue que ce travail prépare à la fermeture de boucle sur des yeux vivants dilatés : dès le paragraphe suivant, les résultats utiles au dimensionnement de l'AFO définitif sont énoncés.

3.3.6.1. Allure d'une image de Hartmann

Je présente dans cette section une image représentative de ce qu'on obtient sur la caméra Hi-SIS22 pour un œil emmétrope.



Œil droit du sujet K.N. (emmétrope).
Le diamètre du faisceau entrant dans
l'œil est de 1 mm.



Œil droit du sujet D.F.(emmétrope). Le
diamètre du faisceau entrant dans l'œil
est $d \approx 7$ mm.

Figure 25 : 2 images typiques de SH

L'allure correcte des spots montre que le flux envoyé dans l'œil est suffisant pour obtenir un très bon rapport S/B sur la caméra (>30). Les 9x9 microlentilles sont illuminées correctement. Le facteur 2 d'écart avec le rapport S/B calculé au paragraphe précédent vient du fait que d'une part, les pertes estimées au niveau du cube séparateur sont mal maîtrisées (quelle est la part exacte de lumière dépolarisée ?). D'autre part, les spots sont plus étalés que les taches de diffraction créées par les microlentilles.

Certaines caractéristiques des images de SH sont moins positives.

- Les sous-pupilles présentent un fond uniforme, probablement dû à la réjection incomplète de la réflexion cornéenne et/ou à de la lumière diffusée.
- L'illumination des sous-pupilles est inhomogène. Ce phénomène apparaît clairement sur les images obtenues à partir de faisceaux incidents de diamètres importants. Il pourrait être lié aux propriétés de polarisation de la rétine (houppes de Haidinger visibles au SLO en lumière polarisée), et/ou à l'état de surface au point de focalisation (diagramme de diffusion anisotrope).

- Le contour de la pupille semble très irrégulier et particulièrement lumineux dans une zone correspondant au bas de la pupille de l'œil ; cela peut être dû à la présence de la rivière lacrymale.

En bord de pupille, et en particulier dans les « coins de l'image », les spots sont à la limite de « sortir » des sous-pupilles correspondantes. La dynamique de cet AFO semble donc adaptée à l'étude d'yeux emmétropes. On déduit des images acquises sur les yeux de 4 sujets emmétropes les informations suivantes :

- La déviation maximale rapportée à la pupille d'œil est de $\beta = 10,8 \text{ mrad}$; cette valeur correspond à l'excursion des spots d'un bout à l'autre d'une sous-pupille. Pour 2 sujets sur 4, démontrant une tendance à l'hypermétropie, les spots correspondant aux sous-pupilles externes ne sont pas tous présents en même temps à chaque acquisition. Cependant, lorsqu'il en manque deux ou trois lors d'une acquisition, un recentrage plus précis de la pupille d'œil permet le plus souvent de les faire réapparaître sur l'image ultérieure.
- Le diamètre moyen d'une tache (FWHM) mesuré sur la caméra et correspondant à la focalisation d'une partie centrale du front d'onde est de 4 pixels (valeur moyenne sur 8 images de SH). On en déduit le diamètre moyen d'une tache rapportée au fond de l'œil : $\theta_{oe} = 2,1 \text{ mrad}$. Cette valeur semble raisonnable » ; dans les 2,1 mrad, on a :
 - 1) La diffraction du faisceau éclairant : 0,7 mrad. (diamètre du faisceau incident : 1 mm)
 - 2) Les aberrations de l'œil à l'aller : négligeables
 - 3) Les aberrations de l'œil au retour (hautes fréquences spatiales au delà de l'échantillonnage des sous-pupilles) + la diffusion + des mouvements de l'œil qui produisent l'effet de « bougé » sur les spots : valeur à évaluer
 - 4) La diffraction des microlentilles : 0,9 mrad
 - 5) Les défauts des optiques et des microlentilles : 0,5 mrad

$$2.1^2 = \underbrace{0.7^2}_{\text{diffraction}} + \underbrace{1.72^2}_{\text{retour}} + \underbrace{0.9^2}_{\text{microlentilles}} + \underbrace{0.5^2}_{\text{défauts}} ; \text{ la valeur de } 1,72 \text{ mrad pour le point 3)}$$

correspond à plus de 10 fois la diffraction sur une pupille dilatée à 6,4 mm.

Ces deux résultats sont essentiels au dimensionnement de l'AFO impliquant la caméra DALSA, compatible avec le logiciel CILAS de commande du miroir. Le fait de

travailler tantôt en DP, tantôt en SP permet de « chiffrer » les aberrations sur le trajet aller.

Pour information, je présente ci-dessous une image de SH obtenue chez un sujet presbyte de 50 ans présentant une hypermétropie de $1,75 \delta$. L'allure de cette image, impossible à analyser, conforte dans le choix de travailler avec des sujets emmétropes.

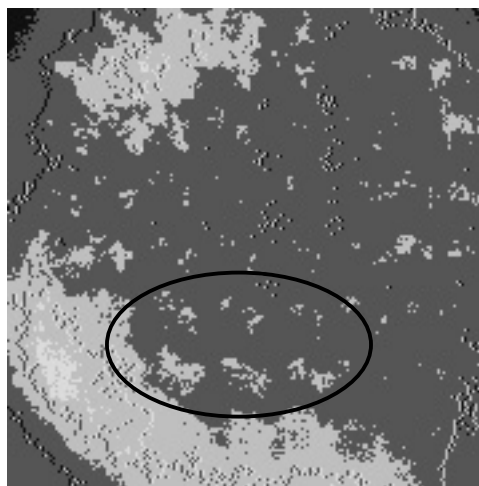


Figure 26 : allure d'une image de SH sur un sujet amétrope (hypermétropie + presbytie).

Le contraste et la luminosité de l'image ont été modifiés artificiellement pour permettre au lecteur de visualiser la taille des spots (dans la zone cerclée, leur diamètre horizontal est presque d'une sous-pupille). Sur cette image, on constate également que la rivière lacrymale joue un rôle de prisme, dégradant la qualité des images en bord de pupille.

3.3.6.2. Etude de la précision du Hartmann. Comparaison avec objet fixe

Trois sujets emmétropes ont été étudiés: K.N., 31 ans, D.F., 31 ans, I.N., 28 ans. Les expériences ont été menées dans une pièce obscure. Les pupilles des sujets ont été dilatées avec du tropicamide (2 gouttes par œil), de sorte que l'accommodation était partiellement inhibée, durant la durée de l'expérience. La pupille du système était de 6,4 mm. La puissance maximale atteignant l'œil en cours d'étude était de $0,65 \mu\text{W}$.

Dans la première série d'expériences, le diamètre du faisceau laser pénétrant dans l'œil était de 6,4 mm (manipulation en double-passage, DP). Le temps d'acquisition des images était de 400 ms.

Dans la seconde série d'expériences, le diamètre du faisceau laser était de 1 mm (manipulation en simple-passage, SP), et le temps d'acquisition de 1 s.

Dans le cas du DP et du SP, après rétro-diffusion par la rétine, les faisceaux émergents avaient pour diamètre 6,4 mm. Ces dénominations sont liées au fait que dans le premier cas (DP), l'expérience est symétrique pour ce qui est du diamètre des faisceaux oculaires, dans le second (SP), tout se passe comme si seuls les fronts d'onde incidents subissaient des déformations dues aux aberrations (le trajet aller est « limité à la diffraction »).

3.3.6.2.1. Résultats

Pour chaque œil, le front d'onde a été reconstruit sur les 8 premiers polynômes de Zernike (cf. Figure 27). Les coefficients $A_{1,1}$ et $B_{1,1}$, correspondants aux polynômes Z_1 et Z_2 qui décrivent le basculement du front d'onde ne sont pas reportés. Ils n'ont aucune incidence sur les performances optiques du système. En outre, comme la pupille d'œil est voisine d'un plan pupille du montage, leur valeur est théoriquement faible lorsque la soustraction des pentes de référence est bien faite. Les résultats sont des moyennes sur 3, 4 ou 5 images de SH pour chaque œil. La Figure 27 reprend les valeurs moyennes des coefficients. Les écarts-type apparaissent sous forme de barres d'erreurs.

Les valeurs d'astigmatisme en dioptries ont été déduites en utilisant les correspondances établies grâce aux expériences menées au paragraphe 3.2.2 (moyennant un facteur correctif de $1/\sqrt{6}$, puisque les polynômes de Zernike utilisés dans cette partie n'ont pas été normalisés, alors que c'était le cas au paragraphe 3.2.2). De même pour les valeurs de defocus, en utilisant la relation suivante (Liang et al., 1994) :

$$\Delta_d = -16 \frac{A_{2,0}}{D^2} - 0,5 \Delta_A$$

Les résultats en dioptries ont été comparés avec les valeurs de réfraction clinique déterminées sur les mêmes yeux pour de petits diamètres pupillaires, à l'aide d'un autoréfractokéromètre (A.R.K.). La comparaison est reportée au niveau du Tableau 8.

	K.N.					
	SH				A.R.K.	
	Œil Droit (OD)		Œil Gauche (OG)		OD	OG
	DP	SP	DP	SP		
Def(δ)	0	-0.3	-0.5	-0.3	- 0.25	0.5
Cyl(δ)	0.3	0.15	0.3	<0.1	0.5	0
Axe($^{\circ}$)	68	100	94	96	90	0
	D.F.					
	SH				A.R.K.	
	OD		OG		OD	OG
	DP	SP	DP	SP		
Defocus	0.8	0.4	0.8	0.6	0.75	1
Cylindre	<0.1	<0.1	<0.1	0.15	0	0
Axe	60	100	90	65	0	0
	I.N.					
	SH				A.R.K.	
	OD		OG		OD	OG
	DP	SP	DP	SP		
Defocus	0.50	0.35	0.40	<0.1	0.75	0.25
Cylindre	0.20	0.15	0.25	0.20	0	0.25
Axe	88	86	100	55	0	165

Tableau 8 : Comparaison du defocus et de l'astigmatisme SH/A.R.K.

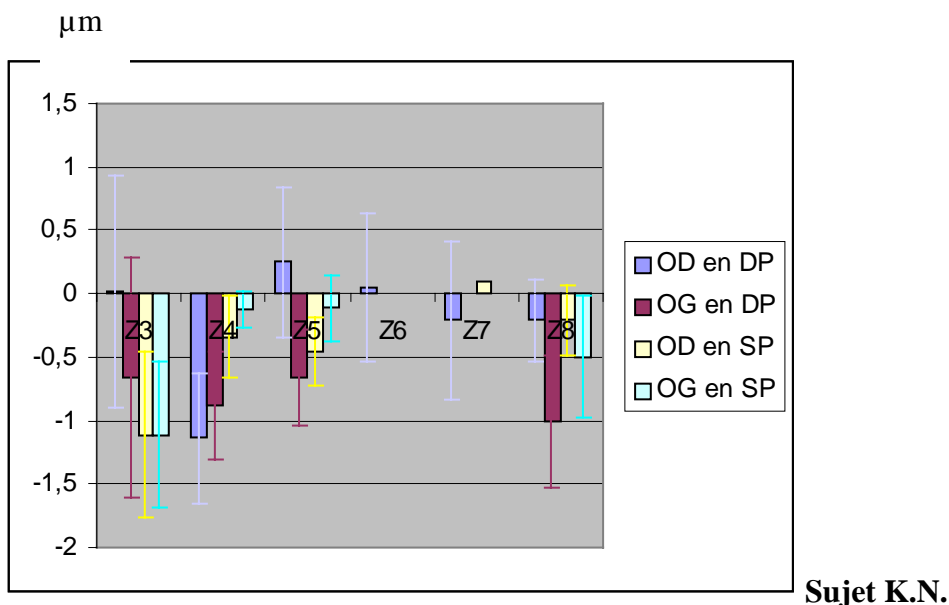
3.3.6.2.2. Discussion

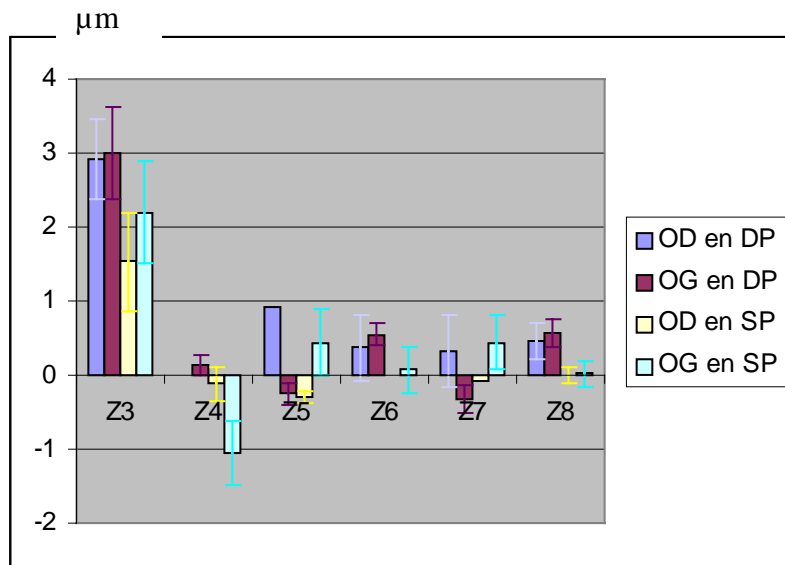
Dans le Tableau 8, la correspondance relativement bonne entre les résultats obtenus par les trois techniques de mesure pour l'astigmatisme (SP, DP, A.R.K.) démontre un comportement satisfaisant de l'ensemble de la procédure. Nos résultats confirment ceux de Liang et al. (1997) ainsi que ceux de Salmon et al. (1998), même si

la reproductibilité de nos expériences est un peu moins bonne. Ceci est probablement dû au fait que leurs images ont été « prétraitées » avant d'être analysées (remplacement manuel des taches par des points).

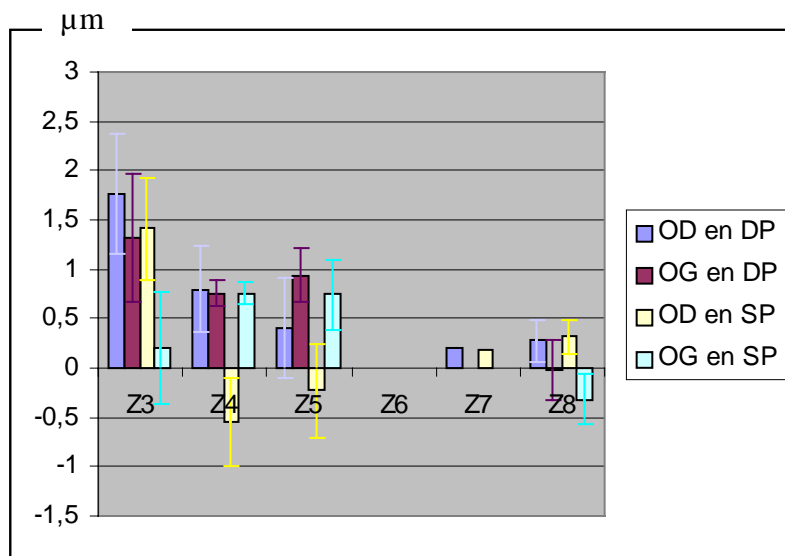
Un offset d'environ 0,3 dioptries existe entre la défocalisation déduite de nos images de SH et la défocalisation clinique. Les origines en sont diverses :

- Les mesures au moyen de l'A.R.K. s'effectuent œil non dilaté alors que celles utilisant le SH sont relatives au même œil, mais dilaté ($\varnothing = 6,4$ mm). L'examen à l'A.R.K. ayant lieu dans une pièce assez sombre, on peut estimer le diamètre pupillaire entre 4 et 5 mm (sujets jeunes). La différence des valeurs de diamètre pupillaire est en partie responsable des divergences entre les mesures à l'A.R.K. et celles déduites du SH. Cette remarque vaut également pour le coefficient d'astigmatisme.
- Le polynôme de Zernike de défocus correspond à un front d'onde parabolique émergeant de l'œil. L'A.R.K. mesure plutôt un défaut de mise au point (qui, sur un œil dilaté, va prendre en compte l'aberration sphérique).
- Un léger désaccord entre la taille physique de la matrice de microlentilles et la taille entrée dans le logiciel de décomposition du front d'onde (troncature entière) peut également jouer un rôle.
- En outre, cet offset a une valeur très raisonnable, dans la mesure où il est du même ordre de grandeur que l'écart type sur les mesures de defocus (cf. Figure 27).





Sujet D.F.



Sujet I.N.

Figure 27 : coefficients de Zernike Z_3 à Z_8 pour les 6 yeux étudiés.

Sur la Figure 27 et dans le Tableau 8, on note des différences entre SP et DP. Ces différences sont liées aux propriétés diffusantes de la rétine : Si la rétine se comportait comme un miroir, les aberrations impaires (comme l'astigmatisme) s'annuleraient dans le double passage. Si la rétine se comportait comme un diffuseur parfait, tout se passerait comme si ce qui avait eu lieu « avant » la focalisation était

gommé, et on retrouverait les mêmes valeurs d'aberrations dans les cas de DP et SP, comme le font remarquer Artal et al. (1995). Dans la pratique, il semblerait qu'on ne se trouve dans aucun de ces cas extrêmes. Les valeurs mesurées en SP sont légèrement différentes de celles mesurées en DP, et aucune n'est nulle. Il faut dire que lorsqu'on travaille en SP, la tache formée au fond de l'œil est proche de la tache d'Airy donc plus petite qu'en DP, où l'on est limité par les aberrations de l'œil. Il est donc probable que le calcul des centres de gravité soit plus facile dans ce cas, et qu'il conduise à des résultats un peu plus précis. De toutes façons, là encore, la différence entre SP et DP est à peine supérieure à l'écart type sur les mesures, ce qui ne permet pas de pousser plus avant le raisonnement précédent.

Sur la Figure 27 :

- Les écarts type les plus faibles relevés correspondent aux coefficients d'aberration sphérique.
- Les points manquants correspondent à des coefficients que je n'ai pas réussi à dériver. C'est-à-dire que, pour une image de SH donnée, il était impossible de déterminer une plage de seuils sur laquelle le ou les coefficients en question conservaient une valeur à peu près constante. Le profil d'intensité, très différent de celui présenté à la Figure 20, ne permet pas de définir « un bon niveau de seuil » comme c'était le cas au paragraphe 3.2.2. Les spots ne sont plus gaussiens, le niveau d'éclairement varie d'une sous-pupille à l'autre...
- On constate qu'indépendamment du choix de la procédure, le coefficient de coma en particulier varie beaucoup. Cela peut s'expliquer en partie au moins par les difficultés rencontrées pour centrer l'œil de manière adéquate (tout excentrement génère de la coma).

3.3.6.2.3. Conclusion et perspectives

Les études menées dans ces paragraphes ont permis de valider le principe d'utilisation du SH pour la mesure des aberrations d'yeux emmétropes. Les images prises ont permis de dériver les informations nécessaires au dimensionnement de l'AFO définitif, que je décrirai dès le paragraphe suivant.

Les écarts type sur les mesures sont nettement supérieurs à ceux obtenus pour la reconstruction du front d'onde issu d'un objet fixe (cf. paragraphe 3.2.2, pour le cas de l'astigmatisme). Les facteurs dégradant la mesure sont plus nombreux : outre ceux évoqués au chapitre II, on note également :

- La présence avérée sur les images de lumière diffusée.
- Les difficultés de conjugaison de pupilles (nécessité notamment de recommencer les réglages de positionnement de l'œil à intervalles réguliers).
- Le compromis temps de pause, confort/ sécurité oculaire (un flux trop élevé aura des conséquences néfastes sur la capacité de fixation du patient).
- etc...

L'ordre de grandeur des aberrations de bas ordre est néanmoins en bonne concordance avec les valeurs obtenues par une autre méthode, et la précision des mesures supérieure à celle des appareils d'ophtalmologie actuels ($0,5 \delta$). Ce point ouvre des perspectives sur la possibilité de réaliser dans un avenir proche des verres correcteurs « personnalisés », permettant la correction de défauts plus complexes que l'erreur réfractive et l'astigmatisme (Fernandez et al., 2001). Sur le plan thérapeutique, la possibilité de mesurer facilement et précisément les aberrations de bas-ordre d'un œil vivant ouvre des perspectives sur le diagnostic de maladies telles que le kératocône (déformation anormale de la cornée qui devient saillante).

Le système de mentonnière utilisé pour entraver les mouvements de la tête semble convenir, même si des solutions encore plus efficaces restent à inventer. Le remplacement d'un simple point de fixation par un système plus élaboré du type d'un viseur de fusil (réticule+anneau placés dans deux plans distincts) n'a pas permis d'améliorer la reproductibilité des mesures.

Enfin, il aurait été intéressant de prendre des images courte-pose pour tenter de quantifier les aberrations dynamiques. Il y a fort à parier que l'amplitude de leur action est inférieure à la précision des mesures. « Enregistrer une image courte-pose » signifie « poser moins longtemps que la période des fluctuations temporelles les plus rapides dans l'œil ». Si l'ordre de grandeur de ces fluctuations reste imprécis, il faudra pourtant à coup sûr augmenter fortement la fréquence d'acquisition d'images (d'où le changement de caméra) pour espérer corriger le maximum d'aberrations dynamiques. Et donc effectuer à nouveau une étude précise du niveau des signaux et des bruits présents dans le système : de leur comparaison découlera la bande-passante du système de correction...

3.4. Dimensionnement du nouvel AFO

A partir de l'étude réalisée sur 8 yeux emmétropes, j'ai déterminé les caractéristiques de la matrice de microlentilles destinée à prendre place devant la caméra DALSA (acquise avant mon arrivée au laboratoire de Biophysique). Cette détermination prend en compte outre les résultats précédents, les paramètres spécifiques de la caméra que je détaille au paragraphe suivant. Une étude mécanique a été menée pour que le nouvel AFO soit une entité compacte, autonome et stable.

3.4.1. Caméra DALSA

Nombre de pixels	Taille d'un pixel (sans binning)	Fréquence trame maximale	<i>NEE</i> ou exposition équivalente au bruit (pJ/cm^2)	<i>SEE</i> ou exposition équivalente à la saturation (nJ/cm^2)	Nombre de bits utilisés pour coder le signal
128x128	16 μm	735 Hz	214	60	8

Tableau 9 : caractéristiques de la CA-D1-0128A

La documentation fournie par DALSA est assez détaillée pour ce qui est des performances de la caméra CA-D1-0128A(T00). Ainsi, le fabricant donne une courbe de réponse en $\text{ADU}/(\text{nJ}/\text{cm}^2)$, en fonction de la longueur d'onde. Cette courbe est reliée à la valeur du coefficient de conversion ADU/e^- , qui ne dépend pas de la longueur d'onde, par l'intermédiaire du rendement quantique.

J'ai cherché à calculer, indépendamment de cette courbe, la valeur du coefficient de conversion ADU/e^- . Pour ce faire, j'ai enregistré des images éclairées uniformément, avec un niveau de signal suffisant pour supposer qu'on était limité par le bruit de photons. D'autres images ont été enregistrées dans l'obscurité. Une procédure, écrite sous le logiciel Yorick et prenant en entrée ces paquets d'images, devait permettre de déduire le coefficient de conversion et le bruit de lecture de la caméra. J'ai alors constaté que la valeur de coefficient de conversion ne variait pas en fonction du niveau de flux envoyé sur la caméra lors de la prise d'images de champ-plat. L'explication réside dans la constatation effectuée peu après, qu'il était impossible de mesurer le bruit de photons des signaux envoyés. Ce bruit, ainsi que le bruit de lecture, sont en fait inférieurs au pas de digitalisation du convertisseur numérique de la caméra. La valeur du gain de ce convertisseur choisie par le fabricant est telle que la dynamique du

convertisseur (255 ADU) est inférieure à celle de la caméra ($SEE/NEE=280$). Vu la limitation par le bruit de quantification, il n'est pas nécessaire de chercher à poursuivre plus avant la caractérisation de la caméra. On se fiera aux données avancées par le fabricant pour les calculs de rapport S/B.

L'inconvénient majeur de cette configuration est que le bruit est très élevé. Le travail sur l'œil impliquant de faibles niveaux de signal, une petite partie des 255 pas codeurs disponibles sera réellement utilisée.

Une caméra DALSA de la même gamme (type CA-D1) de modèle T, proposant le codage du signal sur 12 bits, serait plus adaptée à la nature des études qu'on se propose d'effectuer.

3.4.2. Calculs

Ce paragraphe détaille le choix des paramètres de la matrice de microlentilles fabriquée par l'équipe de F. Gex au DASGAL. Les notations utilisées sont les suivantes :

θ_{oe} : taille angulaire de la tache au fond de l'œil

β : dynamique requise

d : côté des microlentilles (taille physique réelle)

f : focale des microlentilles

$$n = f/d$$

D : diamètre de la pupille de l'œil (fixée par le diaphragme placé devant l'œil à 7 mm)

x : nombre de microlentilles dans un côté de la matrice

z : taille angulaire d'un pixel, rapporté à l'œil

p : taille physique réelle d'un pixel

m : nombre de pixels par sous-pupille

Les données du problème sont regroupées dans le Tableau 10.

Critères à respecter	Paramètres	A déterminer
1) dynamique du SH adaptée	1) angle de déviation mesuré au niveau de la pupille d'œil	Taille du pixel, p
2) faisabilité des microlentilles	2) courbe de faisabilité	Diamètre de la pupille
3) maximiser le rapport S/B	3) possibilité de binning 2x2	Nombre de microlentilles, x
4) échantillonnage adapté	4) minimiser le nombre de pixels à traiter	Nombre de pixels par sous-pupille, m
5) minimiser le temps de calcul	5) taille angulaire de la tache au fond de l'œil, mesurée depuis la pupille d'œil.	Focale des microlentilles, f

Tableau 10 : contraintes et degrés de libertés pour le dimensionnement du SH

Critère 1) : La dynamique du SH est reliée à l'angle de déviation maximale d'un œil emmétrope. D'après le paragraphe 3.3.6, une mesure (moyenne sur 4 sujets) de cet angle au niveau de la pupille d'œil est de 10,8 mrad.

J'adopterai donc : $\beta = 10.8 \text{ mrad}$.

Critère 2) : Gex et al. (1996) fournissent une courbe de faisabilité des microlentilles. Une équation « empirique » de cette courbe est la suivante :

$$\frac{d^2}{f} = G$$

Le facteur G vaut 12,5 μm .

Avant d'aller plus loin, il est bon de calculer le facteur de faisabilité :

$$\frac{d^2}{f} = \frac{1}{(f/d)} d$$

$$\frac{d^2}{f} = \frac{zD}{px} mp$$

$$\frac{d^2}{f} = \frac{D\beta}{x}$$

Sachant que β et D sont fixés, les microlentilles sont faisables à condition que :

$$x \geq \frac{D\beta}{Gx}, \text{ soit } \underline{x \geq 5.2.}$$

Ainsi, la faisabilité des microlentilles ne dépend que du nombre de microlentilles, de la dynamique et de la taille de la pupille d'œil.

Critère 3) : Je choisis $x=6$ comme hypothèse pour la suite. Cette valeur permet de satisfaire le critère 1, tout en tenant compte du critère 3, qui veut que l'on ne divise pas trop le flux incident sur la matrice. Pour la même raison, on a tout intérêt à choisir des pixels de taille p maximale, donc d'utiliser la possibilité offerte par DALSA de binner (regrouper) les pixels par 2. J'adopte donc la valeur $p=32 \mu\text{m}$, si toutefois elle ne contredit pas le critère 4), qui prime sur le 3).

Critère 4) : On s'autorise à échantillonner le signal à une fréquence inférieure à celle donnée par la diffraction du faisceau incident dans l'œil, puisqu'on sait que la tache formée au fond de l'œil est bien plus large que la tache de diffraction. Néanmoins, il s'agit de rester en-dessous de la fréquence définie par la taille de la tache mesurée sur la caméra et rapportée au fond de l'œil. Cela signifie que les pixels doivent avoir une taille $z < 2,1 \text{ mrad}$, donc que :

$$n = \frac{px}{zD} > \frac{px}{\theta_{oe} \cdot D} \tag{1}$$

$$n > 13$$

Chapitre III : dimensionnement du système

Critère 5) : Minimiser le temps de calcul, c'est minimiser le nombre de pixels à traiter. Lorsque la taille du pixel et le nombre de microlentilles sont fixés, le respect de ce critère se traduit par le choix d'un nombre minimal de pixels par sous-pupille.

On a alors :

$$n = \frac{px}{zD} = \frac{px}{\beta_D} = \frac{mpx}{\beta D} \quad (2)$$

avec m le plus petit possible, alors que p , x , β et D sont fixés.

(1) et (2) mènent à : $m > \frac{\beta}{\theta_{oe}}$. Pour ne pas prendre de risque (le critère 4 l'emporte sur le 5), je choisis $m=6$.

Le respect simultané de l'ensemble des critères mène donc à un SH de 6x6 sous-pupilles, de 6x6 pixels chacune. La focale des microlentilles est donnée par :

$$f = nd$$

$$f \approx 3 \text{ mm}$$

Taille du pixel	Nombre de pixels par sous-pupille	Côté d'une sous-pupille	Focale effective des microlentilles	Diamètre de la pupille :
$p=32 \mu\text{m}$	$m=6$	$d=192 \mu\text{m}$	$f=3.4 \text{ mm}$	1.152 mm

Tableau 11 : résumé des caractéristiques du SH.

Remarque : En fait, la taille de pixel retenue ne sera que de $16 \mu\text{m}$ dans un premier temps, c'est-à-dire qu'on ne regroupera pas les pixels de la caméra : le programme de commande du miroir ne permet pas de modifier simplement la taille de $16 \mu\text{m}$ entrée par défaut par le concepteur. On travaillera donc pour l'ensemble des expériences avec un AFO de 12 pixels de $16 \mu\text{m}$ de côté par sous-pupille. Un tel AFO sur-échantillonne les spots résultant de la rétrodiffusion par la rétine, mais sous-échantillonne encore la tache de diffraction d'une sous-pupille. L'inconvénient majeur de ce système est que l'on divise davantage le flux incident sur la caméra.

3.5. Voie analyse

Disposant d'un AFO adapté aux défauts à corriger, d'une source pour venir former une étoile laser sur la rétine, d'un MD et de son logiciel de commande, on peut lier ces éléments et réaliser la voie d'analyse du montage d'OA ophtalmologique en boucle fermée. Il s'agira alors (paragraphe 5) de tester la qualité du montage réalisé (linéarité, estimation du rapport de Strehl et du rapport S/B), puis de fermer la boucle sur des objets de plus en plus élaborés.

3.5.1. Optique

Le schéma optique de principe de la voie analyse est directement repris sur celui présenté sur la Figure 24.

Les focales des lentilles sont choisies de manière à ce que la pupille d'œil soit conjuguée avec le MD et avec la matrice de microlentilles, avec les bons grandissements. De plus, dans la perspective de l'insertion de la caméra Hi-SIS22 au foyer de la lentille L_4 , la focale de cette dernière a été choisie de sorte que le signal incident sur la caméra soit échantillonné à Shannon. Le cube séparateur de polarisations est remplacé par un prisme dichroïque (l'angle entre les faces permet de s'affranchir de la réflexion sur la face arrière de la lame séparatrice ; le traitement spécifique permet de minimiser les pertes en flux pour les longueurs d'onde d'analyse et d'imagerie à la fois ; ces paramètres sont détaillés au chapitre V). Le miroir métallique M_{m1} se trouve à proximité d'un plan focal pour minimiser les aberrations introduites. L'angle α est calculé pour que les montures des lentilles L_3 et L_4 ne vignettent pas les faisceaux et que l'axe optique défini par le centre du MD et le diaphragme de champ soit au-dessus d'une rangée de trous taraudés de la table optique (ce qui permet de corriger simplement la défocalisation des fronts d'onde arrivant sur l'AFO en translatant celui-ci sur son mini-banc optique).

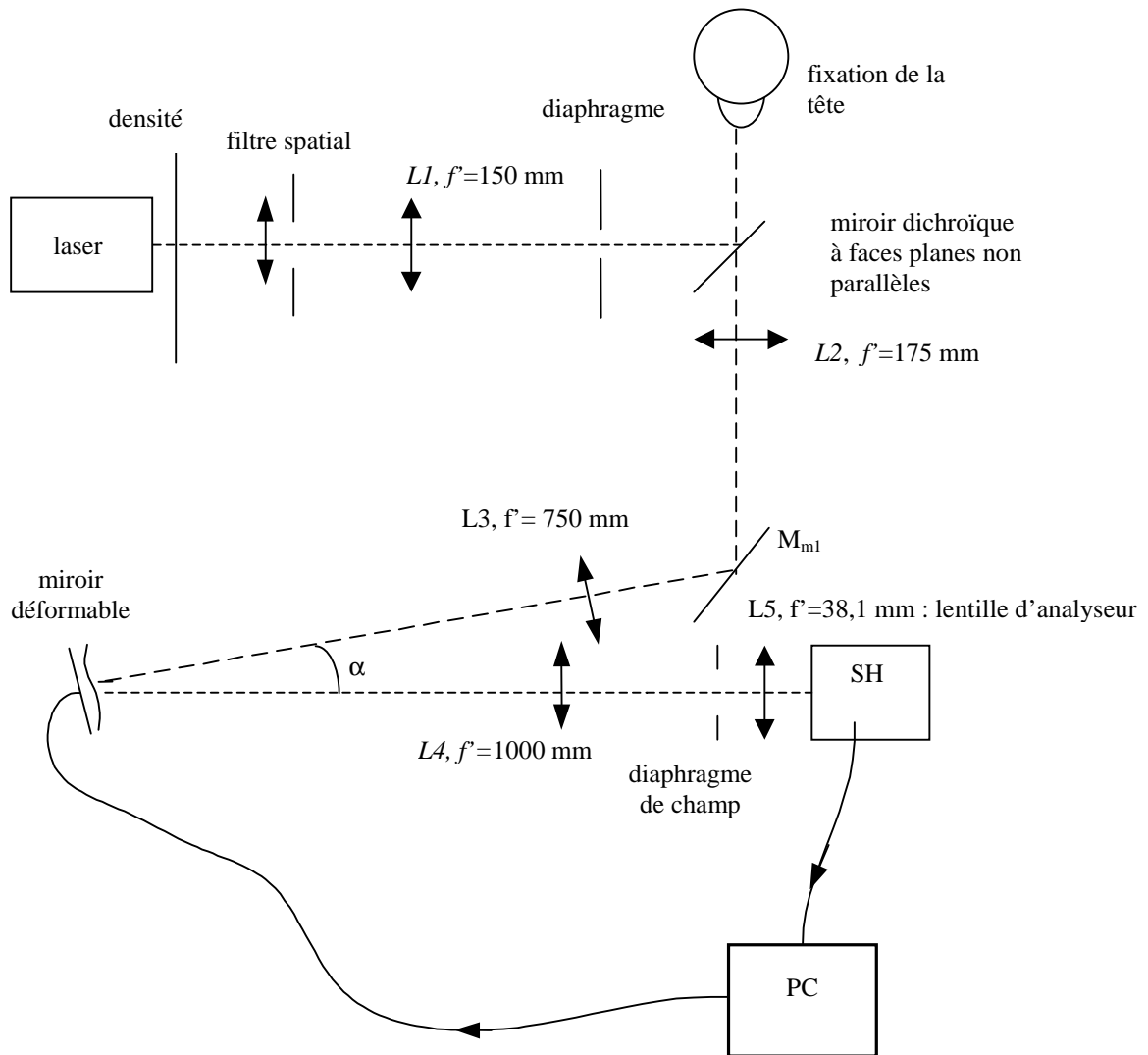


Figure 28 : montage optique de la voie analyse.

3.5.2. Montage mécanique, choix de la fibre optique pour la prise de référence

Je me suis déjà exprimée précédemment au sujet de la nécessité de faire réaliser une pièce compacte et indépendante pour accueillir l'AFO ; elle doit être conçue de sorte que lorsque l'on modifie l'alignement des optiques du montage en amont, il y ait un minimum de choses à modifier au niveau de l'analyseur. Cette pièce doit contenir la lentille située devant les microlentilles (lentille d'analyseur), les microlentilles et le diaphragme de champ placé au foyer de la lentille d'analyseur. Le fait que la caméra d'analyse n'en soit pas solidaire permet d'enlever celle-ci à volonté sans dérégler

l'alignement des optiques pour vérifier par exemple la superposition dans le plan des microlentilles des différentes pupilles du montage à l'aide d'une lunette de visée.

Le diamètre du diaphragme de champ est choisi de sorte qu'il ne filtre pas les défauts optiques que l'on cherche à analyser. Son rôle est de supprimer le maximum de lumière indésirable en limitant le champ du montage à celui, utile, défini par une sous-pupille. Le grandissement entre le plan du diaphragme et le plan focal des microlentilles est de 0,09. Le diamètre du diaphragme de champ doit donc être de 2,1 mm.

Pour prendre des pentes de référence, il s'agit de placer une source ponctuelle au foyer de la lentille d'analyseur, qui génèrera une onde plane devant la matrice de microlentilles. Une solution élégante est d'utiliser une fibre optique que l'on peut fixer sur une pièce interchangeable avec le diaphragme de champ. Reste à déterminer le type de fibre adaptée. Le diamètre de cœur maximal n'est défini que par le fait qu'il ne faut pas que la tache formée dans une sous-pupille dépasse dans la sous-pupille voisine. Par contre, il est important d'avoir suffisamment de flux pour obtenir un bon rapport S/B sur la caméra. De plus, il faut que la tache occupe plus d'un pixel de la caméra pour une détermination précise du barycentre. Par conséquent, le diamètre minimal de la fibre doit être de 355 μm . Le choix d'une fibre optique de 600 μm de cœur paraît tout à fait indiqué. Un connecteur SMA à une extrémité permettra de la positionner facilement à la place du diaphragme de champ, au sein d'un trou fileté.

4. Le logiciel de commande

Le logiciel de commande du MD a été conçu par CILAS pour fonctionner avec le BIM13 mis à notre disposition, ainsi qu'avec la caméra DALSA CA-D1-0128A(T00). Initialement destiné à être installé sur station de travail, la réalisation d'une version pour PC a constitué le travail d'un stagiaire de DEA, Bruno Bianchi. Cette version est écrite sous Labview (hormis les procédures de calcul du barycentre qui sont rédigées en C++). J'ai travaillé avec D.Wafflard, ingénieur chez CILAS pour y ajouter des fonctionnalités permettant de contrôler les différentes étapes du processus d'asservissement. Dans ce paragraphe, j'en fais une brève description.

Lorsque l'on lance le programme « BIM13.vi », une fenêtre de présentation apparaît, proposant à l'expérimentateur le choix de différentes options.

4.1. Menu « configuration »

Il permet la visualisation à la fréquence de rafraîchissement de la caméra DALSA des spots de Shack-Hartmann codés en fausses couleurs. L'expérimentateur a la possibilité de sauvegarder dans un fichier temporaire une moyenne des images visualisées à l'écran : le fichier temporaire est en fait un tableau 128x128 contenant les valeurs moyennes prises par chaque pixel sur le temps d'enregistrement. Cette fonctionnalité permet la soustraction d'une image de fond (carte de courant d'obscurité + lumière parasite de la pièce). Tout comme dans le logiciel Hub08, il est possible d'appliquer un niveau de seuil uniforme à l'image, et d'invalider certaines sous-pupilles au choix. Lorsque ces choix ont été effectués, le logiciel les garde en mémoire pour les appliquer dans les autres fenêtres (calibration, asservissement, sauvegarde) du programme.

4.2. Menu « calibration »

La fenêtre « calibration » permet l'acquisition (et la sauvegarde éventuelle pour utilisation ultérieure) des pentes de référence, ainsi que de la matrice d'interaction et de la matrice de commande du miroir (l'une est l'inverse de l'autre). On rappelle que la matrice d'interaction traduit les relations liant les électrodes du MD à l'AFO. C'est également dans cette fenêtre que l'expérimentateur choisit de « filtrer » des modes auxquels le SH n'est pas assez sensible (cf. chapitre II, paragraphe 1.3.2).

4.3. Menu « asservissement »

La fenêtre d'asservissement permet de lancer la boucle d'optique adaptative. Elle comporte une visualisation des spots rafraîchie à la fréquence d'itération du MD, que l'on peut désactiver pour augmenter la bande passante du système. On a également le choix d'afficher ou non l'évolution des tensions appliquées sur le miroir déformable. Les pentes mesurées par le logiciel (exprimées en dixièmes de pixels), de même que les tensions, peuvent être stockées dans un fichier, tout au long du processus d'asservissement. On entre, dans cette fenêtre, le gain de la boucle, qui fixe la vitesse de convergence de l'asservissement. Le choix d'un gain optimal est un problème délicat. J'en reparlerai au chapitre suivant.

4.4. Menu « sauvegarde »

Le logiciel permet de sauvegarder les configurations retenues (valeur de seuil, fichier de fond, etc...), pentes de référence, matrices, offsets éventuels préalables...

Enfin, j'ai prévu des procédures permettant de relire *a posteriori* les fichiers sauvegardés sous le logiciel de traitement de données Yorick.

L'interface graphique du logiciel figure en annexe.

5. Tests effectués

Les paragraphes précédents ont permis la conception d'un système d'analyse de front d'onde adapté au travail sur œil emmétrope dilaté : les paramètres de l'AFO ont été calculés, les lentilles adéquates ont été positionnées. Pour passer à l'étape suivante, qui est la correction des aberrations, que l'on connaît davantage grâce au paragraphe 3.3.6, il s'agit de vérifier les points suivants :

Tout d'abord, le niveau de rapport S/B obtenu sur la caméra d'analyse DALSA doit être suffisant pour que le calcul de la position du centre de gravité se fasse bien. Ce rapport S/B est fixé par le nombre de photons émergeant de l'œil, et donc par le temps de pose que l'on s'autorise. Plus l'exposition est longue, plus la fréquence de rafraîchissement de l'asservissement est faible...

Ensuite, il faut savoir que l'AFO a été dimensionné pour fonctionner sur un œil. La tache de diffraction des microlentilles est fortement sous-échantillonnée. Est-on capable, dans ces conditions, de reconstruire correctement le front d'onde issu d'une source ponctuelle ? La construction de la matrice d'interaction du système (cf. chapitre II) nécessite que ce dernier point soit validé : on ne peut en effet pas déterminer la matrice dans les conditions médiocres de travail sur un œil (niveau de bruit élevé, œil sensible, mobile etc...).

Ces problèmes résolus, il faudra encore tester rapidement la capacité de correction du système conçu, sur des objets de plus en plus complexes, avant de passer à l'œil, au chapitre V.

5.1. Rapport S/B

Le but de ce calcul est de déterminer le temps de pose des images sur la caméra d'analyse. En effet, elle fonctionne par défaut à 735 Hz, mais en appliquant un signal

carré de rapport cyclique adéquat à une broche particulière du connecteur DB25, il est possible de ralentir la cadence jusqu'à quelques Hertz. Pour corriger les microfluctuations de l'œil, il faut que la fréquence de rafraîchissement du MD soit supérieure à la fréquence caractéristiques de ces perturbations rapides. D'un autre côté, il faut accumuler suffisamment de photons pendant le temps d'acquisition des images SH pour que les spots sortent du bruit. Il y a donc un compromis à trouver entre le travail à fréquence de boucle élevée, permettant la correction de défauts aux variations temporelles rapides et l'obtention d'un rapport S/B suffisant sur la caméra d'analyse pour l'estimation précise des pentes.

On se propose d'envoyer sur l'œil un flux laser de $1 \mu\text{W}$.

Le nombre de tavelures formées dans un spot est d'environ 7 (dus à la fois à la présence de déformations de fréquences spatiales élevées dans les fronts d'onde émergeant de l'œil, mais également à la cohérence importante de la source d'analyse employée). On espère que ce nombre est suffisant pour moyenniser leur effet sur l'exactitude du calcul du centre de gravité.

La transmission du système est le produit de celle de l'œil (paragraphe 3.3.2) et de celle des optiques (miroir de renvoi, MD, lame dichroïque, lentilles de conjugaison, matrice). On ne tient pas compte du rendement quantique de la caméra qui est inclus dans les valeurs de NEE et de SEE (cf. paragraphe 3.4.1).

On connaît l'étalement des spots sur la caméra, depuis les études réalisées au paragraphe 3.3.6. Enfin, on ne tient compte d'aucune lumière parasite, pas même de celle introduite par la réflexion cornéenne.

Les étapes de calcul sont reproduites au Tableau 12.

Flux mesuré au niveau de la pupille d'entrée de l'œil	1 μ W
Temps de pose	$T_e=1/F_e$ ms
Energie émergeant de l'œil	$1.10^{-6} \times T_e \times 7.10^{-5}$ J
Transmission montage	0,2
Energie totale arrivant sur la caméra	$1,15.10^{-11} \times T_e$
Rapport pupille/microlentilles	1/36=0.02
Taille de la tache (FWHM)	1,5 pixel
Energie reçue par pixel	$0,2 \times 0,02 \times 1,15.10^{-11} \times T_e =$ $6,2.10^{-14}/F_e$
Aire d'un pixel	$2,56.10^{-6} \text{cm}^2$
NEE	$3,05.10^{-16} \text{J/pixel/trame}$
S/B	$200 \text{Hz}/F_e$

Tableau 12 : calcul du rapport S/B en fonction de la fréquence de trame de la caméra.

La fréquence d'itération du MD sera malheureusement inférieure à la fréquence trame de la caméra : ce sont surtout les temps de calcul du logiciel de commande du miroir qui ralentissent la boucle.

Ainsi, le choix de 20 Hz pour la fréquence trame de la caméra permet d'avoir un rapport S/B de 10, et une fréquence de boucle de 10 Hz.

5.2. Test de la reconstruction et de la linéarité

Ce paragraphe teste la linéarité de la reconstruction de la phase par l'analyseur. On choisit en particulier pour cette étude le basculement, défaut facile à engendrer et à maîtriser (un front d'onde présentant un angle de basculement double doit donner naissance à une pente deux fois plus grande).

La Figure 29 résume les différents comportements que peut avoir le système de reconstruction de front d'onde (SH+logiciel) en réaction à un tilt donné (déplacement réel au foyer des microlentilles).

La courbe 1, de pente unité, représente le comportement idéal du système.

La courbe 2 correspond à un système dont les pixels sont de taille trop importante par rapport à la taille des taches formées au foyer des microlentilles. Cela

peut poser des problèmes de calibration et de validité de la matrice d'interaction (qui s'appuie sur la linéarité du système, cf. chapitre II). On pourrait tout à fait se trouver dans cette dernière situation puisque l'analyseur de front d'onde a été dimensionné à partir de mesures effectuées *in vivo*. La taille des taches prise en considération pour le dimensionnement est en effet supérieure à celle des taches formées par le laser (qui est une source quasi-ponctuelle de diamètre seulement limité par la diffraction et les faibles aberrations des lentilles) lorsqu'on remplace l'œil par un miroir (ou assimilé). C'est pourtant à partir d'un tel objet de référence que la matrice d'interaction doit être construite : l'obtention d'une bonne matrice d'interaction nécessite un bon rapport signal à bruit sur la caméra et des mesures très répétables. Si le système ne démontre pas un comportement linéaire, il sera alors nécessaire de réagir, par exemple en défocalisant l'objet de référence pour que les spots formés sur la caméra occupent davantage de pixels de la caméra.

La courbe 3 a une pente inférieure à 1, elle se rapporte à un système où la suppression du fond n'a été que partielle : en effet, elle traduit le fait que les pentes calculées sont plus faibles que les pentes réelles. Réaliser cette étude pour différentes valeurs de seuil doit permettre (comme au paragraphe 3.2.2, pour le cas du premier AFO) de « s'exercer » au seuillage des spots.

La courbe 4 correspond à un système non-linéaire, où la valeur de seuil est mal ajustée.

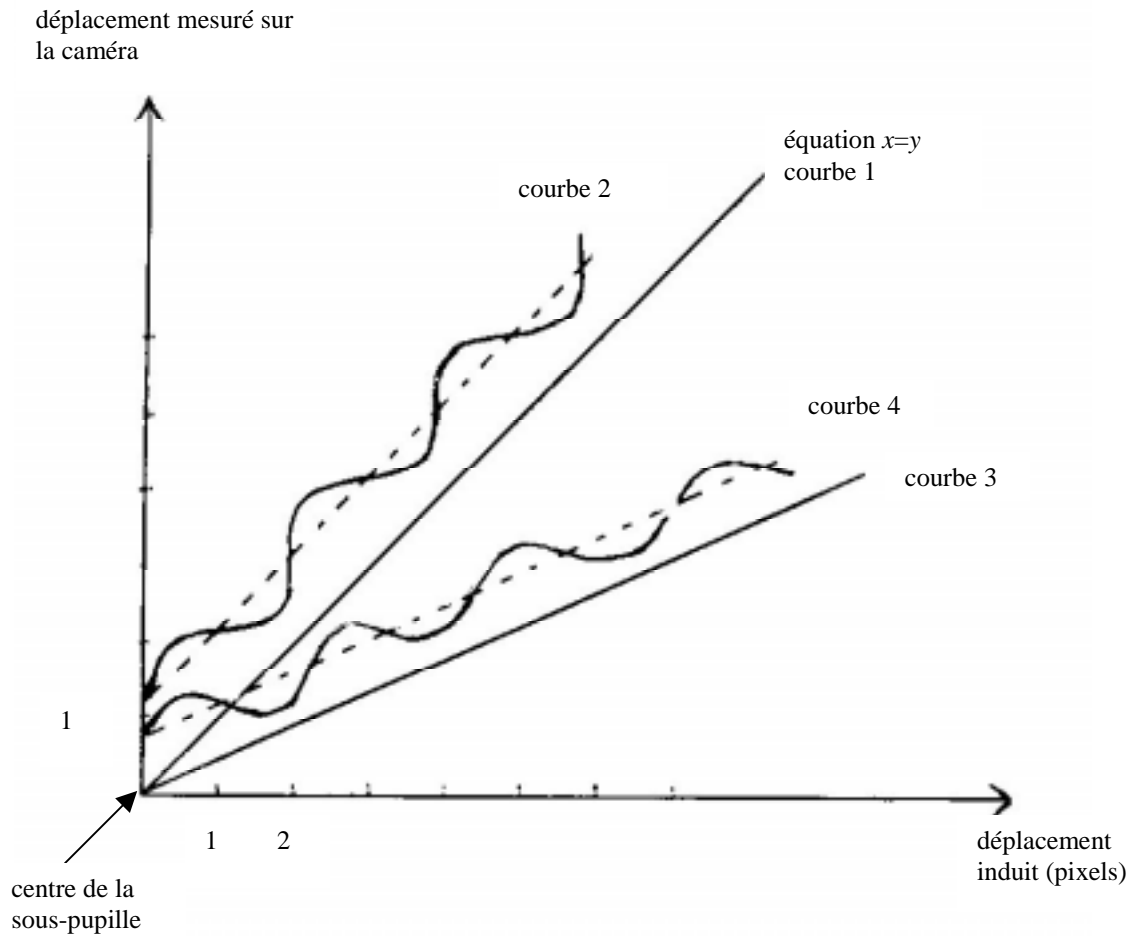


Figure 29 : les différents comportements possibles d'un système de correction, face à un basculement.

Un déplacement d'un pixel non binné dans le plan des microlentilles correspond à un déplacement de $179 \mu\text{m}$ dans le plan du diaphragme. Pour générer un déplacement aussi faible, il faut basculer le front d'onde dans le plan de la pupille de l'œil de $0,8 \text{ mrad}$. Les supports dont je dispose ne permettent pas d'effectuer d'aussi petites rotations. Aussi ai-je dû avoir recours à un miroir tip-tilt (prototype de NAOS, construit par P.Gigan de l'observatoire de Paris) qui m'a permis de réaliser des mesures parfaitement calibrées.

La Figure 30 représente la réponse aux tensions du miroir tip-tilt, pour trois microlentilles centrales de la pupille.

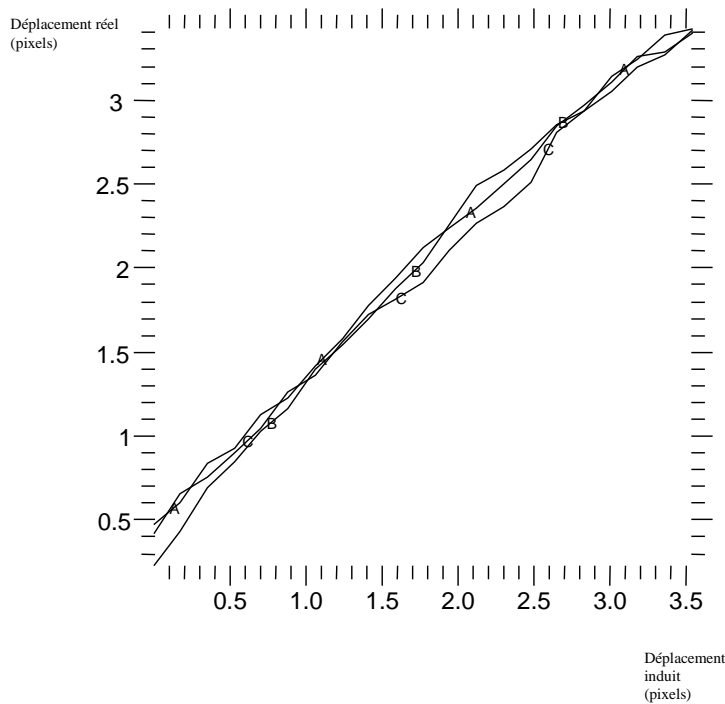


Figure 30 :exemples de courbes de linéarité, tracées pour 3 sous-pupilles de l'analyseur.

Je n'ai pas fait figurer sur cette figure les tracés relatifs à l'ensemble des sous-pupilles : toutes les courbes se ressemblent et présentent à peu près la même pente, légèrement inférieure à 1. Les divergences entre les courbes proviennent de l'éclairement inhomogène de la pupille : le niveau de seuil, bien adapté pour certaines sous-pupilles ne l'est pas pour d'autres. L'ordonnée à l'origine différente de zéro est une manifestation des aberrations statiques du montage. Une régression linéaire sur une des courbes permet de chiffrer l'écart type de non-linéarité, qui n'est rien d'autre que l'écart type sur la mesure de position du barycentre pour une sous-pupille. On trouve une valeur moyennée sur l'ensemble des courbes, de 0,05 pixels.

5.3. Discussion sur l'erreur d'estimation du front d'onde

La valeur de 0,05 pixels d'erreur est-elle acceptable ? L'objet de ce paragraphe est de prouver que oui. Tout d'abord il faut noter que l'on n'observe pas le phénomène de non-linéarité décrit au paragraphe précédent, et que l'on craignait. Il ne se manifeste pas, malgré le sous-échantillonnage notoire. En revanche, on a mis en évidence d'autres phénomènes, possiblement dus au champ-plat non-corrigé et au seuillage pas tout à fait bien adapté.

Afin de quantifier l'importance de ces défauts de non-linéarité, on se propose de les traduire grossièrement en un rapport de Strehl, en admettant la proposition suivante : la variance de phase sur la pupille est sensiblement égale à la variance de phase entre les deux bords d'une sous-pupille. Le lecteur intéressé se reportera à Rigaut (1992) pour la démonstration de cette proposition. L'étude menée au paragraphe précédent a permis de démontrer que l'écart type relatif à l'erreur de mesure (cf. chapitre II) est de 0,05 pixels rms, soit 0,8 μm rms.

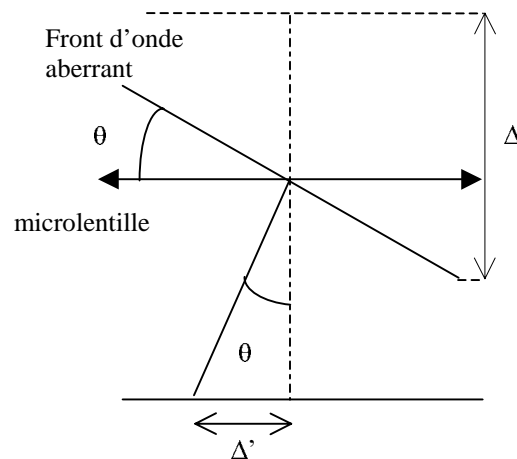


Figure 31 : déplacement du centre de gravité dans le plan focal des microlentilles.

Le théorème de Thalès donne $\Delta = \Delta' \times \frac{d}{f}$

où d est le diamètre d'une sous-pupille.

$$\Delta = 0,045 \mu\text{m}$$

Et le rapport de Strehl correspondant est

$$S = 0,64 \text{ à } 633 \text{ nm.}$$

5.4. Fermeture de boucle

Après les tests réalisés, validant le dimensionnement convenable de l'AFO, je suis passée à la fermeture de boucle sur des objets fixes. Le premier objet est un simple miroir plan. La fermeture de boucle sur un œil artificiel est présentée au chapitre V.

- Cas d'un objet ponctuel : pour aligner l'ensemble des composants optiques du montage, j'ai positionné un coin de cube à la place de l'œil. Un coin de cube permet d'approcher davantage le comportement de l'œil qu'un simple miroir plan. En effet, par construction, le système optique constitué par l'œil ne peut pas donner naissance à un front d'onde basculé ; les rayons réfléchis par le coin de cube ressortent parallèles à eux-mêmes. Cependant, un coin de cube ne constitue pas un objet ponctuel, c'est pourquoi la première fermeture de boucle a été effectuée en positionnant un miroir plan à la place de l'œil et du coin de cube. Le système présentait alors essentiellement du tilt, qu'il est possible de corriger « à la main » (le MD est monté sur un support « $\theta\phi$ » prévu à cet effet). Le flux a été suffisamment atténué grâce au polariseur placé derrière le laser pour ne pas saturer la caméra d'analyse, qui tournait cependant à sa cadence maximale. Une voie d'imagerie a été improvisée pour visualiser la tache de diffraction formée au foyer de L_4 : on a simplement placé une caméra vidéo derrière une lame séparatrice présentant un bon état de surface. Des perturbations ont été créées artificiellement (en chauffant l'air devant le miroir plan, ou en agitant un transparent devant le MD) pour compliquer la tâche du système de correction. Le premier anneau de la tache d'Airy était alors parfaitement visible sur le moniteur.
- Les tests réalisés sur des objets plus complexes sont décrits au début du chapitre V.

Ce chapitre résume les étapes de la conception de la voie d'analyse du montage d'OA ophtalmologique. Les différents problèmes mentionnés à la fin du chapitre II et en introduction du chapitre III ont été examinés, et des solutions y ont été apportées. Les résultats encourageants exposés au paragraphe de tests ont démontré que le système conçu remplissait convenablement son rôle de correction des aberrations sur un objet élémentaire. Le dimensionnement a été effectué en ménageant la possibilité d'ajouter une voie d'imagerie au montage sans qu'elle entrave le bon fonctionnement de la voie d'analyse. C'est l'objet du chapitre IV que de décrire cette deuxième partie du montage d'OA ophtalmologique.

Références

- Artal P., Marcos S., Navarro R., Williams D.R., Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality, *J. Opt. Soc. Am. A*, 12 (1995), 195-201
- de Brabander J., Marin G., Château N., Artal P., van Goinga P. H., Contact Lenses with Aspheric and Asymmetric Surfaces (CLAAS), new ways of improving contrast sensitivity and visual selectivity, in 98th Annual Meeting DOG 2000.
- Bueno J.M., Depolarization effects in the human eye, *Vis. Res.* 41 (2001) 2687-2696
- Fernandez E. J., Iglesias I., and Artal P., Closed-loop adaptive optics in the human eye, *Opt. Lett.*, 26 (2001), 746-748
- Gardette H., Tomographie par interférence à faible cohérence optique et à champ large dédiée à l'imagerie médicale in vivo en ophtalmologie, Thèse de doctorat, Université Pierre-et-Marie-Curie, Dec. 2001
- Gex F., Horville D., Lelièvre G. and Mercier D., Improvement of a manufacturing technique for long focal length microlens arrays
- Howland H.C. and B. Howland B., A subjective method for the measurement of the monochromatic aberrations of the eye, *J. Opt. Soc. Am. A* 67 (1977), 1508-1518
- Lamarque F., Ophtalmoscopie Laser à Balayage : Nouveaux principes architecturaux, thèse de doctorat, Université Paris-Sud, Dec 1998
- Liang J., Grimm B., Goelz S., Bille J.-F., Objective measurement of wave aberration of the human eye with the use of a Shack-Hartmann sensor, *J. Opt. Soc. Am. A* 11 (1994) 1949-1957
- Liang J., Williams D.R., Aberrations and retinal image quality of the normal human eye, *J. Opt. Soc. Am. A* 14 (1997) 2873-2883
- Norme de sécurité oculaire A. N. S. I. , Z136.1. (1993)
- Rigaut F., Applications de l'Optique Adaptative en astronomie, thèse de Doctorat, université de Paris VII
- Salmon T.O. , Thibos L.N. and Bradley A., Comparison of the eye's wave-front aberration measured psychophysically and with the Shack-Hartmann wave-front sensor, *J. Opt. Soc. Am. A* 15 (1998) 2457-2465
- Webb R.H., Hughes G.W. and Pomerantzeff G.W., Flying spot T.V. ophthalmoscope , *Appl. Opt.* , Vol. 19 (1980), 2991-2997

CHAPITRE IV :
LA VOIE IMAGERIE

Les études menées au chapitre III ont mené à la conception d'un montage optique destiné à corriger en temps réel les défauts du front d'onde issu d'un œil emmétrope. Le principe de la correction a été validé, à partir d'une source ponctuelle fixe (sans œil) : la voie d'analyse du montage d'OA ophtalmologique est donc construite, restent à déterminer les composants de la branche d'imagerie. Celle-ci doit permettre d'acheminer la lumière vers l'œil, puis de la rétine à la caméra d'imagerie, lorsque la boucle d'OA est fermée.

La première question à se poser est la suivante : est-il possible d'obtenir un rapport S/B suffisant sur la caméra d'imagerie lorsque l'on illumine « en une fois » (c'est-à-dire sans balayage) une petite surface du fond de l'œil ? Derrière cette interrogation se cachent des limitations « physiques » et physiologiques (qu'est ce qui empêche d'envoyer un nombre aussi grand que l'on veut de photons dans l'œil ?), et matérielles (quelle source choisir, avec quel dispositif d'injection ?). C'est le but du chapitre IV que de traiter ces questions. Une grande partie est consacrée à la sécurité oculaire des sujets, point clef, que j'ai déjà évoqué au chapitre III. Enfin, ce chapitre IV débouche sur la description détaillée du montage d'OA ophtalmologique.

1. Les paramètres guidant le choix de la source d'imagerie

Un premier élément restreignant le choix de la source d'illumination est la caméra d'imagerie dont on dispose : le modèle HI-SIS22, décrit au paragraphe 3.2.1 du chapitre III, mais d'autres considérations vont permettre de contraindre encore davantage le problème posé.

1.1. Taille du champ éclairé au fond de l'œil

Les images de fond d'œil couramment obtenues au moyen d'un rétinoscope ou d'un Scanning Laser Opthalmoscope correspondent à des champs de plusieurs dizaines de degrés au fond de l'œil. La Figure 32 représente l'une d'entre elles (champ de $30^\circ \times 40^\circ$). On visualise parfaitement les veines et les artères de diamètre supérieur à $500 \mu\text{m}$. Ce genre d'image est bien adapté au diagnostic de certaines maladies du système vasculaire.

La résolution visée en appliquant la technique d'OA à l'imagerie ophtalmologique est de l'ordre de quelques micromètres, ce qui doit permettre de résoudre aisément les cônes extrafovéolaires ($\varnothing > 4 \mu\text{m}$) ainsi que certains cônes fovéolaires ($1 \mu\text{m} < \varnothing < 4 \mu\text{m}$). La valeur définitive de la résolution atteinte sera fixée à la fois par l'échantillonnage du signal à Shannon (cf. chapitre III, paragraphe 3.5.1) et par les performances de l'Optique Adaptative.

La largeur du CCD étant de 4,6 mm, et le grandissement transverse entre la rétine et la surface sensible de 13,5, le champ maximal visualisable sur la caméra correspond à $340 \mu\text{m}$ environ sur la rétine, soit un peu plus de 1° . Un tel champ doit permettre de visualiser entre 50×50 et 100×100 photorécepteurs, ce qui offre à l'ophtalmologiste la possibilité de comparer les cellules, tout en les distinguant individuellement.

C'est cette valeur de 1° ($300 \times 300 \mu\text{m}$ sur la rétine) que je retiendrai pour les calculs qui vont suivre.

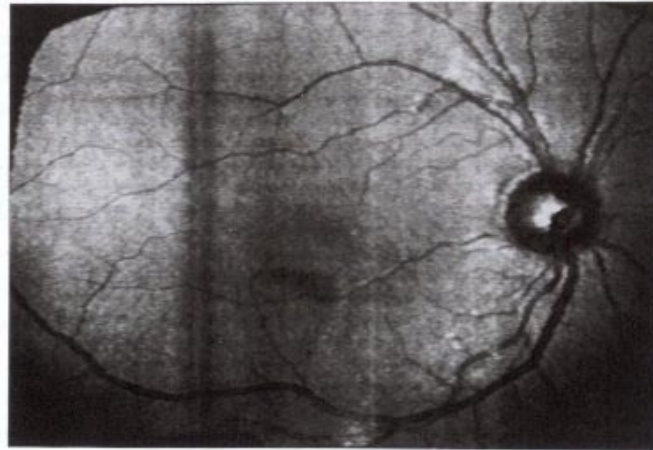


Image de fond d'œil représentant un champ de $40^\circ \times 30^\circ$. $\lambda = 680 \text{ nm}$

Figure 32 : image de fond d'œil obtenue au SLO.

Remarque : en fait, cette valeur de 1° est sans conséquence majeure pour la suite du dimensionnement de la voie d'imagerie. En effet, ce qui compte, pour optimiser le système conçu, c'est d'obtenir le rapport S/B maximal sur la caméra, tout en respectant au mieux les normes de sécurité oculaire. Ces deux paramètres dépendent du flux envoyé sur la rétine par unité de surface. Dans le cas d'un système bien dimensionné, le flux atteignant la rétine est proportionnel à l'étendue de faisceau délimitée par l'œil (autrement dit, c'est l'œil le facteur limitant). Par conséquent, dans l'expression du flux par unité de surface, le terme représentant la surface rétinienne éclairée s'élimine...

1.2. Temps de pose

Le temps pendant lequel on peut se permettre d'accumuler des photons pour réaliser une image de rétine est très bref : il dépend avant tout des mouvements de l'œil, puisqu'il est impératif que la rétine demeure parfaitement immobile durant l'exposition. La valeur maximale préconisée par Miller est de moins de 10 ms (Miller, private communication). Gardette (2001) calcule que les motifs de speckle formés sur la rétine restent corrélés à mieux de 80 % sur un temps de 8 ms. Une fois la longueur d'onde de travail choisie, cette valeur fixe la valeur d'éclairement à ne pas dépasser pour respecter les normes de sécurité oculaire. Je n'ai pas effectué de mesure précise permettant de valider cette valeur « seuil » de 10 ms. Il est en effet difficile de conclure quant à

l'origine du flou d'une image : l'objet a-t-il bougé pendant la pose, ou le front d'onde après correction demeure-t-il suffisamment perturbé pour que la netteté de l'image ne soit pas au rendez-vous ? On peut même échafauder des hypothèses sur l'origine physiologique du flou des images (pourquoi pas un changement de configuration des photorécepteurs victimes d'une illumination intense durant un temps qui n'est pas si bref à l'échelle cellulaire ? etc...). C'est pourquoi, si ce temps d'exposition de l'ordre de 10 ms permet d'obtenir un rapport S/B suffisant sur la caméra d'imagerie (sans mettre l'œil en danger), on a tout intérêt à le respecter dans un premier temps, quitte à revoir les contraintes à la baisse par la suite.

Pour la suite des opérations, je considérerai un temps de pose de 7 ms.

1.3. Longueur d'onde d'imagerie

Le domaine spectral de réponse du silicium (récepteur = CCD) comprend le visible et le proche infra-rouge. La plupart des sources de lumière industrielles travaillent à ces longueurs d'onde ; en outre, c'est dans ce domaine que la transmission des milieux oculaires est la meilleure (cf. chapitre I).

Le choix entre une longueur d'onde visible et une longueur d'onde infrarouge a dès lors résulté de la comparaison des avantages respectifs de chaque domaine spectral.

Longueur d'onde centrale du spectre visible	Longueur d'onde proche infra-rouge
<ul style="list-style-type: none"> • Meilleure résolution théorique (plus λ est faible, plus la tache de diffraction est petite) • Meilleure FTM expérimentale (Lopez-Gil et al., 1997) : dû au fait que les rayons lumineux pénètrent moins loin d'où moins de diffusion . A 550 nm, pour une gamme de fréquences spatiales autour de 20 cycles/degré, la FTM est deux fois plus importante qu'à 633 nm. • Sécurité oculaire plus facile à maîtriser (déclenchement du réflexe de fermeture des paupières) • Possibilité de contrôler la stimulation de certaines catégories de cônes : l'utilisation d'une longueur d'onde proche de 550 nm doit permettre de faire ressortir sur les images de rétine, les deux catégories de cônes verts et rouges. • Optiques plus faciles à aligner • Réflectivité plus élevée des photorécepteurs (1) 	<ul style="list-style-type: none"> • Normes de sécurité oculaire plus permissives (gain d'un facteur 2 environ entre 700 et 850 nm)

(1) Moreno (2000) a démontré que la quantité de lumière réfléchiée par la rétine et venant des photorécepteurs est proportionnelle à la sensibilité spectrale relative de l'œil (cf. Figure 33). C'est pourquoi, même si la réflectivité rétinienne atteint son maximum pour le rouge et même au-delà, comme constaté par Delori et al. (1959), une longueur d'onde centrale du spectre visible est plus adaptée lorsque l'on cherche à capter préférentiellement la lumière venant des photorécepteurs.

Tableau 13 : comparaison des avantages respectifs de l'une ou l'autre gamme de longueur d'onde d'illumination.

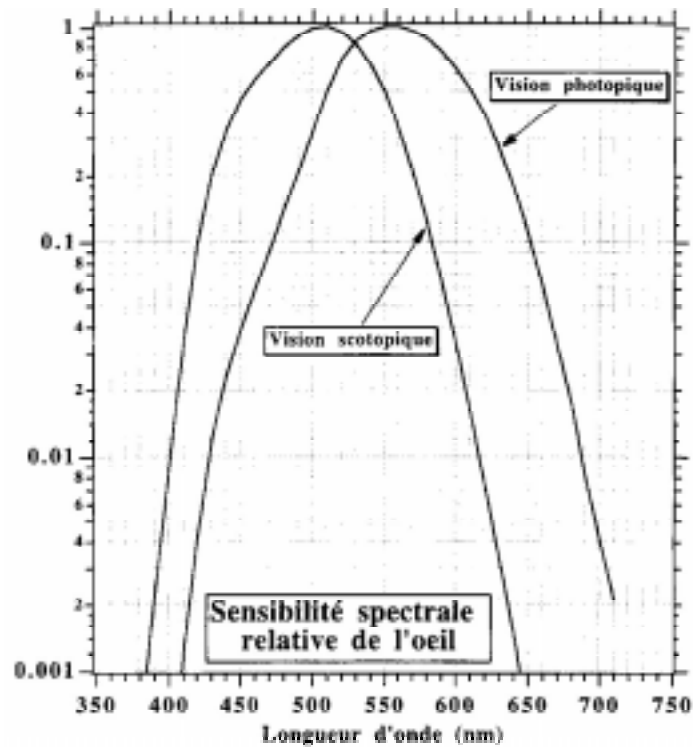


Figure 33 : sensibilité spectrale relative de l'œil.

La longueur d'onde 550 nm me semble constituer un bon choix pour une première série d'expériences. Si les calculs photométriques mènent à un rapport S/B trop faible, j'envisagerais de passer à des longueurs d'ondes plus élevées, pour bénéficier du gain en réflectivité de l'œil.

1.4. Largeur spectrale

Elle résulte d'un compromis entre les besoins d'envoyer un certain nombre de photons sur la rétine, d'éviter la formation de tavelures (incohérence temporelle), et la conservation d'un niveau « raisonnable » d'aberration chromatique axiale. Je néglige dans ce travail l'aberration chromatique transverse, ainsi que la variation des aberrations géométriques avec la longueur d'onde, comme mentionné aux chapitres I et II. Je définis le niveau d'aberration chromatique longitudinale à ne pas dépasser à l'aide du critère suivant : le spot diagram correspondant à la focalisation des rayons à une longueur d'onde extrême du domaine spectral (λ) doit avoir un diamètre x inférieur ou égal à l'étalement de la tache de diffraction à la longueur d'onde centrale du domaine spectral (λ_0). Formulé différemment, cela signifie que le flou en bord de bande n'est pas plus grand que la diffraction de l'image nette.

La Figure 34 ci-dessous représente le tracé des rayons au sortir de la lentille L_4 (cf. chapitre III, Figure 28) de diamètre $D = 30$ mm jusqu'à la caméra d'imagerie située à $f_0 = 1000$ mm de la lentille.

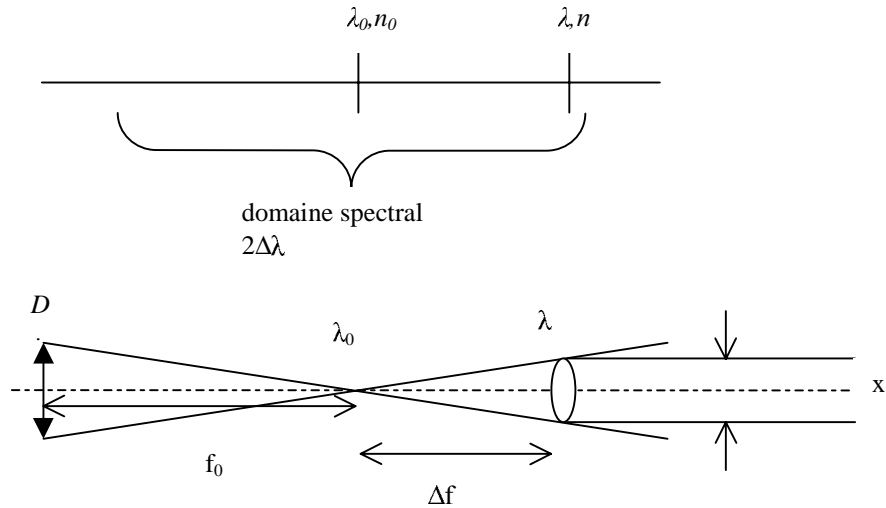


Figure 34 : (haut) : domaine spectral d'imagerie ; (bas) : tracé des rayons à la sortie de la lentille située devant la caméra d'imagerie.

On veut :

$$x \leq \frac{\lambda_0 f_0}{D}$$

$$\text{or : } x = \frac{\Delta f D}{f_0}$$

On doit avoir : $\Delta f \leq \lambda_0 N^2$ où N est l'ouverture du système.

Comme $\Delta f = \frac{n_0 - 1}{n - 1} f_0$,

$$\frac{n - n_0}{n_0 - 1} \leq \frac{\lambda_0 f_0}{D^2}$$

A.N. : Si on ne considère que l'action de la lentille L_4 , $n - n_0 = 2,5 \cdot 10^{-3}$, ce qui mène à une largeur de bande de 40 nm autour de 550 nm.

La longueur de cohérence correspondante est 7,5 μm . Elle est bien plus faible que l'épaisseur de la rétine. Les risques de formation de tavelures sont donc négligeables.

2. Détermination de la luminance de source

Les réflexions précédentes ont conduit aux décisions suivantes concernant la source d'imagerie rétinienne : source à 550 nm, de largeur spectrale 40 nm ; illumination rétinienne de durée inférieure à 10 ms. Reste à déterminer le flux que la lampe doit « être capable » d'envoyer sur une surface rétinienne d'environ 300x300 μm , pour obtenir un rapport S/B suffisant sur la caméra, tout en respectant la sécurité. On peut montrer que lorsque l'étendue de faisceau du montage est définie par l'œil, que le bruit limitant est le bruit de photons, et que le signal incident est échantillonné à Shannon, le rapport S/B sur la caméra est proportionnel à la luminance de la source choisie. Il est donc vain de rechercher une source délivrant un flux très élevé ; le bon critère de sélection de cette dernière est sa luminance. En d'autres termes, *à puissance égale, c'est la source la plus petite qui conduira au meilleur rapport S/B.*

J'adopte dans l'ensemble des calculs de ce rapport une définition du rapport S/B dépendante du contraste (défini au chapitre II, paragraphe 2.2.1.2) des structures présentes sur l'image. Le rapport S/B dépend donc de la zone dans laquelle on l'estime.

$$\frac{S}{B} = \frac{\Phi \cdot C}{\sqrt{\sum \text{variance-des-bruits}}} \quad \text{où } \Phi \text{ est le niveau moyen de signal dans la zone de}$$

calcul, C est le contraste des structures qui nous intéressent dans cette zone, et le bruit total est égal à la racine carrée de la somme des variance des différents bruits en les considérant décorrélés.

Cette définition diffère de la définition « classique » qui ne fait pas intervenir le contraste.

Je m'apprête dans un premier temps à estimer l'ordre de grandeur de ce contraste sur des images de rétine sans OA. J'utiliserai la valeur trouvée dans les calculs de rapport S/B. Je fixerai ensuite une valeur de rapport S/B minimale à atteindre et je déduirai la luminance requise (en tenant compte de la transmission de l'œil, du montage, et des caractéristiques de la caméra).

2.1. *Contraste des structures rétinienne*

Pour déterminer des valeurs de contraste de structures rétinienne, j'ai utilisé 4 images du type de celle présentée ci-dessous (Figure 35). Toutes les 4 correspondent à des « photographies » de zones périfovéolaires de diamètre environ 1°, situées à environ 2,5 à 3 degrés d'excentricité. La Figure 36 explicite les positions respectives des zones rétinienne en question.

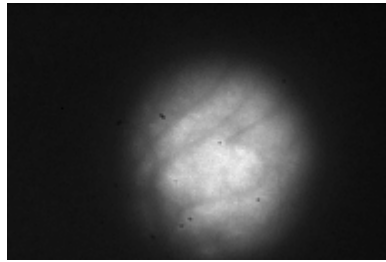


Image 1 (cf. Figure 36)

Figure 35 : image de rétine sans OA. Sa position est repérée sur le schéma de la Figure 36.

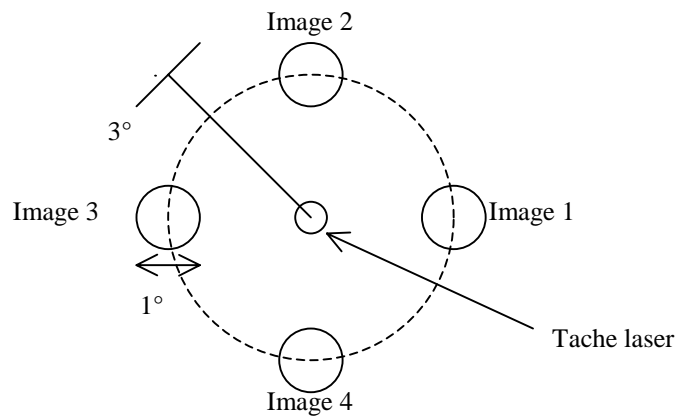


Figure 36 : représentation du fond de l'œil du sujet lors des prises des images 1, 2, 3 et 4.

On distingue deux types d'objets sur ces images : des capillaires, de diamètre $\approx 15 \mu\text{m}$, et des zones « moutonneuses ».

Le contraste correspondant est reporté dans le tableau suivant.

	Rapport S/B	Contraste
Vaisseaux	≈ 10	8 %
Zone moutonneuse	4 à 8	3 à 5 %

Tableau 14 : Valeurs moyenne de rapport S/B et de contraste en fonction des zones étudiées (moyenne sur 4 images).

Aucune de ces images ne représente de photorécepteurs. On fait alors l'hypothèse que le contraste de ces cellules est du même ordre de grandeur que celui des capillaires, et *on retiendra une valeur de 10 % de contraste pour les calculs de rapport S/B*. Cette valeur de 10 % reste à confirmer (cf. chapitre V). L'étude réalisée permet uniquement d'obtenir un ordre de grandeur sur lequel on se base pour la suite des calculs.

2.2. Calcul théorique

Dans le cas où le bruit prépondérant est le bruit de photons (vérifié *a posteriori*), le rapport S/B sur la caméra d'imagerie s'écrit :

$$\frac{S}{B} \approx \frac{\Phi \cdot C}{\sqrt{\Phi}}$$

où Φ est le niveau absolu de signal (après soustraction du fond et normalisation par le champ-plat (flat field) de la caméra).

Remarque : la configuration dans laquelle la limitation est donnée par le bruit de photons du signal est celle vers laquelle tout système doit tendre. Dans le cas du travail sur l'œil, la limitation par le bruit de photons signifie simplement que tous les photons issus de l'œil « sont utiles ».

$$\text{D'où } \Phi \approx \frac{\left(\frac{S}{B}\right)^2}{C^2}$$

Soit L la luminance de la source dans la bande spectrale d'intérêt (550 +/- 20 nm). On suppose que l'ensemble des photons émis par la source arrivent dans l'œil (ce qui permet de ne pas prendre en compte, dans un premier temps, la transmission amont du montage)

On a :

$$L.t = \frac{\Phi'}{G_{pix} \cdot T}$$

où T est le temps de pose sur la caméra (déterminé au paragraphe 1.2, il vaut 7 ms), G_{pix} est l'étendue géométrique du pixel (pour un signal échantillonné à Shannon, $G_{pix} = \frac{\pi \lambda_0^2}{16}$), t est un terme prenant en compte la transmission de l'œil et du montage.

$$t_{montage} = \underbrace{0,96}_{M_1} \times \underbrace{0,5}_{l_1} \times \underbrace{0,995 \times 0,985^2 \times 0,985^2 \times 0,985^2}_{L_x L_y L_z} \times \underbrace{0,97}_{MD} \times r_{lamex} \times \underbrace{0,5}_{\eta_{caméra}}$$

La réflexion de la lame M_3 , séparant voie imagerie et voie analyse peut être optimisée par des traitements spécifiques : le fabricant annonce une valeur de 0,995 dans le vert.

Donc : $t_{montage} = 0,21$ et $t = 1,4 \cdot 10^{-5}$.

A.N. : Un rapport S/B de 5 permet de distinguer le signal du bruit avec une probabilité supérieure à 98% dans le cas d'un bruit gaussien. Pour obtenir une telle valeur de rapport S/B, il faut avoir $\Phi = 2600 e^- / \text{pixel}$, ou 6500 photons / pixel. On vérifie que le bruit de lecture, valant $15 e^- \text{ rms}$ reste à peu près négligeable (sa prise en compte mène à un rapport S/B de 4,9).

A 550 nm, cela correspond à $\Phi' = 2,4 \cdot 10^{-15} \text{ J/pixel}$ et finalement :

$$\underline{L \approx 400000 \text{ W.m}^{-2} \cdot \text{st}^{-1}}$$

Cette valeur de rapport S/B de 5 peut sembler faible, mais il faut savoir que les médecins travaillent parfois à partir d'images sur lesquelles le rapport S/B est voisin de l'unité. C'est en fait la comparaison de l'éclairement LS_2/f_{oeil}^2 (où S_2 est la surface de la pupille et f_{oeil} la focale de l'œil) et donnant naissance à Φ , avec les normes de sécurité oculaire qui nous dira si cette valeur est sous-estimée ou non. Le chiffre 5 me semble correspondre à la valeur charnière sous laquelle le principe même de l'expérience est à reconsidérer.

Remarque : Réflexion sur la cornée

A ce stade, il me semble intéressant d'estimer la part de la réflexion cornéenne dans le flux total Φ considéré dans le calcul de rapport S/B précédent. Pour ce faire, j'ai procédé de manière expérimentale en éclairant un œil dilaté, avec de la lumière à 550 nm. L'image de rétine, à laquelle est superposée la réflexion cornéenne a été enregistrée sur la caméra Hi-SIS22. Après soustraction du fond et normalisation par le champ-plat, on sélectionne une zone de l'image sur laquelle le signal rétro-diffusé par la

rétilne est à peu près plat. En supposant que le signal réfléchi par la cornée prend à peu près la même valeur sur tous les pixels de la caméra (hypothèse vérifiée puisque la cornée, dioptre convexe, est voisine d'un plan pupille, et que la caméra, elle, se trouve dans un plan image), les niveaux de flux respectifs estimés sur la zone sélectionnés sont rendus par la Figure 37.

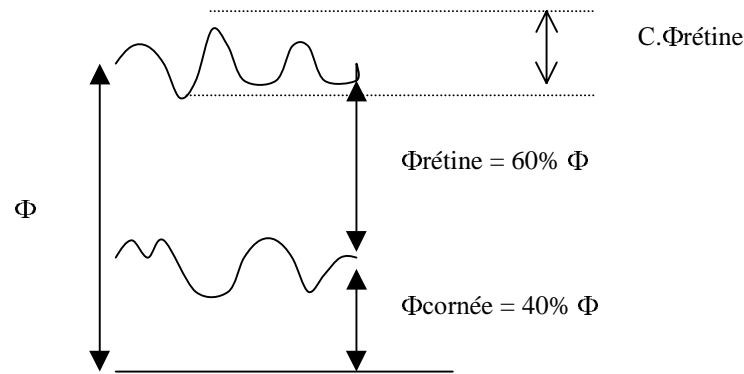


Figure 37 : schéma représentatif des niveaux de flux incidents sur la caméra dus à la réflexion cornéenne ($\Phi_{\text{cornée}}$) et au signal rétro-diffusé par la rétine ($\Phi_{\text{rétine}}$). Le flux total Φ mesuré sur la caméra est la somme des deux. La valeur utile au calcul de rapport S/B est $C \times \Phi_{\text{rétine}}$.

Le bref calcul suivant estime le gain en rapport S/B dans une zone d'image de rétine où le contraste est de 10% lorsque l'on supprime la réflexion sur la cornée.

On adopte les notations suivantes :

S/B_1 : correspond au rapport S/B avec suppression de la réflexion cornéenne.

S/B_2 : correspond au rapport S/B lorsqu'on conserve la réflexion cornéenne.

$$\frac{S/B_1}{S/B_2} = \frac{\frac{C \cdot \Phi_{\text{rétine}}}{\sqrt{\Phi_{\text{rétine}}}}}{\frac{C \cdot \Phi_{\text{rétine}}}{\sqrt{\Phi_{\text{total}}}}} = 1,3$$

La suppression de la réflexion sur la cornée ne permet de gagner que 30 % de rapport S/B. Dans un premier temps, je ne chercherai donc pas à la supprimer, et je négligerai son action dans les différents calculs présentés dans la suite du chapitre.

3. Sécurité oculaire dans la bande utile

Dans ce paragraphe, je fais les deux suppositions suivantes : l'ensemble des photons émis par la source atteignent l'œil (toujours pour négliger la transmission amont du montage), et tous ces photons sont « utiles », c'est-à-dire qu'ils ont une énergie voisine de $3,61 \cdot 10^{-19} \text{J}$, correspondant à une longueur d'onde de 550 nm. Le flux arrivant sur la rétine s'écrit :

$$F = L \cdot G_{\text{œil}}$$

$$\text{avec : } G_{\text{œil}} \approx \frac{S_1 S_2}{f_{\text{œil}}^2}$$

S_1 est la surface éclairée au fond de l'œil et S_2 la surface de la pupille.

$$\text{A.N. : } F = F_{\text{énergétique}} = 3,8 \text{ mW.}$$

Comparons cette valeur à la norme en vigueur pour la longueur d'onde de 550 nm, qui s'exprime en $\text{Log}(\text{lm} \cdot \text{m}^{-2})$ (cf. Figure 23, chapitre III).

Pour un temps de pose de 10 ms, l'éclairement du fond de l'œil tolérable est de $10^8 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$. Les courbes ne descendant pas jusqu'à un temps de pose de 7 ms, on adopte la valeur de flux préconisée pour une exposition de 10 ms (sachant que cette valeur est vraisemblablement plus stricte que celle que l'on aurait à 7 ms).

Or $F_{\text{lumineux}} = K_m V(\lambda) F_{\text{énergétique}}$ avec $K_m = 683 \text{ lm} \cdot \text{W}^{-1}$ et $V(\lambda) \approx 1$ pour une longueur d'onde proche de 550 nm.

D'où $F_{\text{lumineux}} = 2,6 \text{ lm}$. Si la surface éclairée au fond de l'œil est de $S_1 = 7 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2$, $E_{\text{lumineux}} = 3,7 \cdot 10^7 \text{ lm} \cdot \text{m}^{-2}$.

On constate que, moyennant l'hypothèse citée en début de paragraphe, l'obtention d'un rapport S/B de 5 sur les images de rétine nécessite théoriquement de se

placer à un facteur 2,5 environ sous les normes de sécurité oculaire : la marge est bien plus faible que pour la formation de l'étoile laser (flux d'1 μW , permettant légalement de regarder le laser en continu pendant plus d'une heure).

4. Choix du montage optique amont

D'après le paragraphe précédent, pour obtenir un rapport S/B de 5 en fin de chaîne, il s'agit de sélectionner une source de luminance supérieure à L dans une bande de 40 nm autour de 550 nm ; il faut ensuite imaginer un dispositif permettant d'envoyer le maximum de photons dans l'étendue de faisceau définie par l'œil, et également minimiser les pertes de flux émergeant, lors de la propagation vers la caméra...

4.1. Choix de la source

Pour ce qui est du choix de la source proprement dite, j'ai d'abord cherché du côté des lampes flash, et des flashes d'appareil photographique, qui permettent d'obtenir sans intervention de l'expérimentateur une illumination très brève. Aucune documentation relative à la luminance des flashes n'étant d'une part jamais fournie, et d'autre part, la brièveté des illuminations obtenues ne permettant pas à un wattmètre d'intégrer correctement les photons reçus, il s'est agi de tester les performances des flashes à l'aide de la caméra. Les mesures photométriques effectuées montrent que pour l'ensemble des flashes testés (allant du flash d'appareil jetable au projecteur de photographe professionnel), le flux en fin de chaîne est en moyenne trop faible d'un facteur 10 pour que l'ordre de grandeur de Φ soit vérifié. La durée d'un flash est de quelques centaines de nanosecondes. L'augmenter jusqu'à quelques millisecondes pourrait permettre d'atteindre le niveau énergétique requis, mais ce n'est pas simple, techniquement parlant. Une autre idée, mise en œuvre celle-ci, a été de « doper » la puissance du flash, sans changer la taille de l'arc formé. Des capacités ont été ajoutées en parallèle à celle montée initialement dans le circuit électronique d'un flash photographique d'appareil jetable (kodak maxflash). Même si le nombre de photons arrivant alors sur la caméra était presque suffisant pour faire sortir le signal du bruit, la durée de vie très limitée du flash dopé était rédhibitoire pour poursuivre dans cette direction.

D'autres pistes permettant de réaliser une source d'imagerie à bon marché méritent d'être explorées (il existe ainsi des LEDs très lumineuses que l'on peut piloter

en courant alternatif pour les faire clignoter), mais cela demande un investissement temporel que je ne pouvais me permettre dans le cadre de ce travail.

4.2. Lampe à arc au mercure *ORIEL*

En fin de compte, l'idée retenue a été d'acquérir une lampe à arc au mercure 100 Watts, modèle 6281. Le spectre d'une telle lampe résulte de la superposition d'un continuum thermique et d'un spectre de raies. Il est représenté à la Figure 38. C'est précisément la présence de la raie verte du mercure à 546,1 nm, proche de la longueur d'onde centrale d'imagerie, qui a été à l'origine du choix de cette source particulière. La largeur de la plupart des raies est donnée par le fabricant dans le catalogue *ORIEL*. La taille de l'arc formé entre les deux électrodes métalliques de la lampe est de $axa = 0,25 \times 0,25$ mm. De ces données, la luminance relative à la raie verte du mercure est aisément déduite: $3 \cdot 10^6 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{st}^{-1}$, valeur très supérieure à celle requise pour obtenir le rapport S/B de 5 en fin de chaîne.

Le problème va être maintenant de trouver le moyen d'injecter proprement l'énergie suffisante dans l'œil, tout en se débarrassant du maximum de photons parasites à d'autres longueurs d'onde.

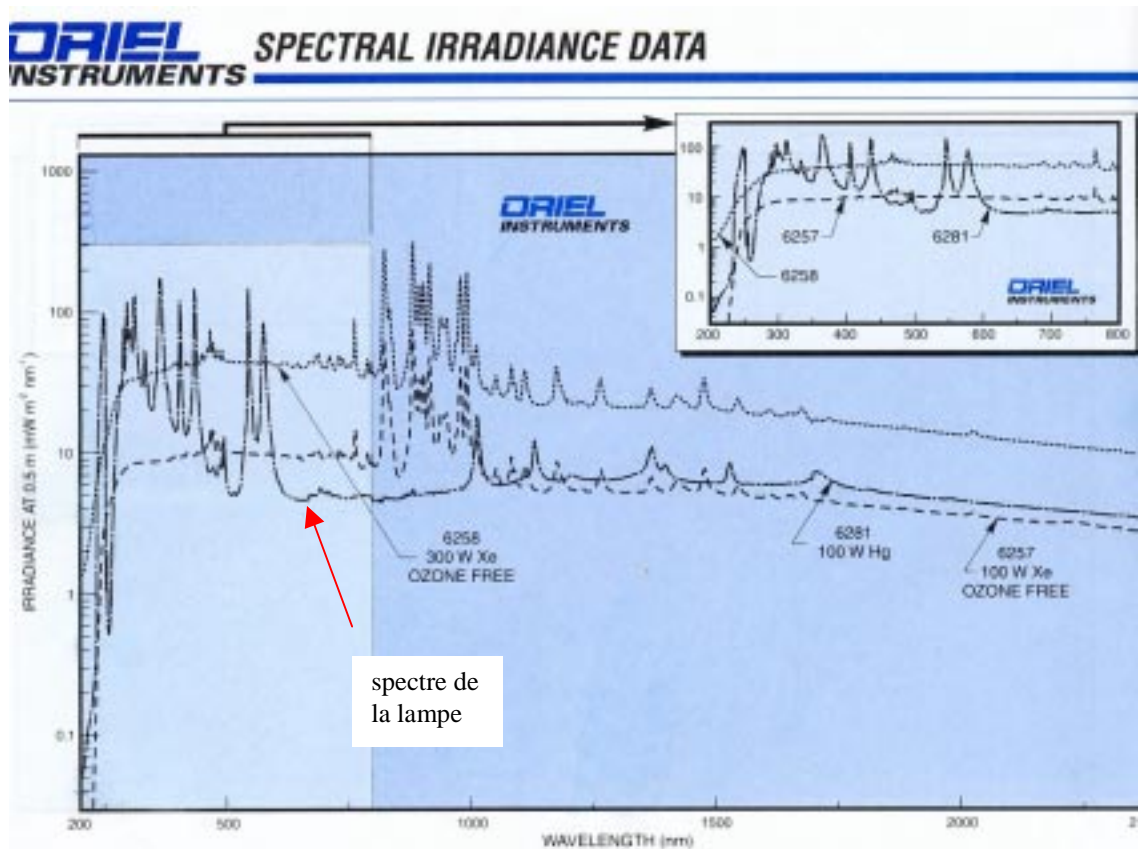


Figure 38 : spectre de la lampe à arc au mercure.

4.3. Dispositif d'injection

La lampe se présente de la manière suivante : une ampoule contenant le gaz (mercure) et les deux électrodes métalliques est placée au centre d'une boîte métallique parallélépipédique, percée de 3 trous de diamètre 7 cm sur trois des faces. Au niveau de la 4^e face est fixé un miroir sphérique permettant de récupérer une partie de la lumière propagée vers cette face ; bien positionné (il existe 3 vis de réglage), il réimage l'arc sur lui même. L'utilisation d'une fibre optique me semble tout à fait adaptée pour acheminer la lumière vers l'œil. Elle permet le déport de la source dans une pièce voisine et donc évite la propagation de lumière parasite en direction du montage optique. Ces deux derniers points sont cruciaux car d'une part la lampe émet de manière non négligeable dans l'UV, d'autre part, son fonctionnement normal génère de l'ozone. Les caractéristiques de la fibre et des optiques qui viennent autour, doivent être soigneusement déterminées, pour éviter toute perte de flux entre le début de chaîne et la rétine.

4.3.1. Calculs théoriques

4.3.1.1. Trajet fibre optique/rétine

Pour éclairer de manière optimale le fond de l'œil, il faut former l'image de l'arc directement dans la rétine : c'est dans cette configuration que l'étendue de faisceau est la plus grande.

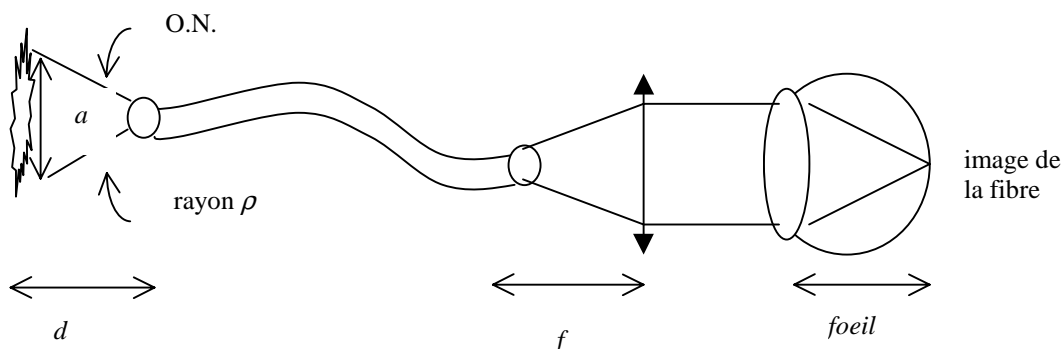


Figure 39 : injection de la lumière dans l'œil

Pour la suite, je définis l'O.N. de la fibre de la manière suivante :

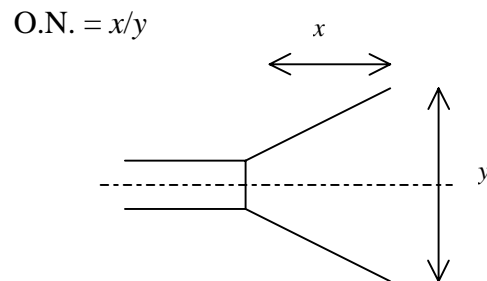


Figure 40 : Définition de l'Ouverture Numérique

Pour que tout le flux émis dans l'ouverture de la fibre aille dans l'œil, il faut que $\frac{f}{O.N.} \leq 7$ mm. J'ai choisi d'adopter une valeur très faible d'ouverture de fibre, de manière à travailler avec une lentille L_6 la moins « ouverte » possible. Une ouverture de fibre de 2 conduit à une focale $f=14$ mm.

Le fait de former l'image de la fibre sur la rétine s'exprime de la manière suivante :

$$\frac{2\rho}{f} f_{oeil} = 300 \text{ } \mu\text{m}$$

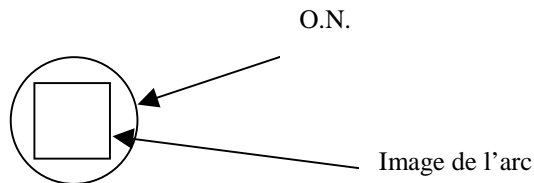
$$\underline{2\rho = 245 \text{ } \mu\text{m}}$$

Le diamètre de cœur de la fibre doit être aussi proche de 245 μm que possible, moyennant une O.N. de 2.

4.3.1.2. Trajet arc/fibre optique

Reste à déterminer la configuration optique permettant d'injecter le maximum de flux dans la fibre. On se trouve confronté au choix suivant :

- Cas A :



L'arc est inclus dans l'ouverture numérique de la fibre. La distance d , exprimée en mm, entre l'arc et l'entrée de la fibre vérifie :

$$d \geq a \times O.N. = 0,5 \text{ mm.}$$

On a :

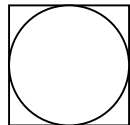
$$G_A = \frac{a \times a \times \pi \rho^2}{d^2}.$$

Et le flux entrant dans la fibre est le suivant :

$$F = L G_A = L \frac{a^2 \times \pi \rho^2}{d^2}$$

On a d'autant plus de flux que la fibre et l'arc sont proches.

- Cas B :



L'arc remplit toute l'ouverture de la fibre.

$$d \leq a \times O.N.$$

On a :

$$G_B \approx \frac{\pi^2 \rho^2}{4 O.N.^2} \quad \text{qui ne dépend plus de } d.$$

Il faut se placer dans le cas B, qui permet d'envoyer dans l'œil un flux F :

$$F=L\frac{\pi^2\rho^2}{4O.N.^2}$$

avec les valeurs de ρ et O.N. déterminées plus haut.

$F \approx 3,8 \text{ mW}$: on retrouve bien entendu la valeur citée au paragraphe 3 puisque le dispositif d'injection permet de ne pas perdre de flux en amont de l'œil.

Remarque : La fibre optique achetée est une fibre SEDI de 200 μm de cœur (il n'existait pas de fibre dont le diamètre de cœur était plus proche de 245 μm) et d'ouverture numérique 2. Il faut donc rectifier légèrement les calculs de sécurité oculaire exposés au paragraphe 3. La surface minimale occupée par l'image de la fibre dans la rétine est de $4,6 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2$. Le flux nécessaire pour obtenir un rapport S/B de 5 est de 2,45 mW (par contre, la distance à laquelle ce flux place l'œil du sujet en-deçà des normes de sécurité reste identique). Dans la pratique, je procéderai de la manière suivante : une fois la boucle fermée, le flux envoyé dans l'œil du sujet pour photographier la rétine sera choisi très inférieur aux normes (facteur 10 par exemple). Ce flux sera augmenté petit à petit, tout en restant d'un facteur 3 minimum sous les normes. L'adoption de valeurs pessimistes pour les transmissions, la focale de l'œil, l'étalement de la tache sur la rétine, le contraste des photorécepteurs, ainsi que la confusion volontaire du temps de pose de 7 ms et de 10 ms, a conduit à une sur-estimation de l'éclairement rétinien nécessaire à l'obtention d'un rapport S/B décent. On peut alors espérer qu'il ne sera pas nécessaire de pousser beaucoup le flux au-dessus de la valeur de travail initialement choisie pour obtenir un rapport S/B qui permette aux ophtalmologistes de travailler dans de bonnes conditions.

4.3.2. Réalisation pratique

Il est impossible de placer la fibre optique très près de l'ampoule, la silice ne supporterait pas la température qui règne dans l'environnement proche de l'arc. J'ai préféré imager l'arc sur l'entrée de la fibre, avec un grandissement unité ; cela doit permettre de récupérer tous les photons comptabilisés au paragraphe précédent.

La qualité optique des lentilles utilisées pour cette conjugaison est très importante.

Pour s'affranchir du terme d'aberration sphérique et de celui de coma, j'ai choisi d'acquérir des *lentilles à gradient d'indice*.

La source émet de 200 à plus de 2400 nm, alors que la zone spectrale d'intérêt est centrée sur 550 nm. Comment alors être certain d'injecter dans la fibre les photons

utiles ? Des réglages *a posteriori*, impliquant par exemple l'utilisation d'une cellule photoélectrique sensible uniquement autour de 550 nm pourraient permettre de défocaliser la fibre de manière à propager préférentiellement les photons intéressants. A cette solution, j'ai préféré l'emploi d'*achromats* afin d'imager l'arc sur la fibre, pour une vaste plage de longueurs d'onde.

Finalement, j'ai arrêté le système suivant : l'arc se trouve être imagé sur la fibre optique par l'intermédiaire de deux achromats à gradient d'indice, dont les performances sur et hors-axe (l'arc n'est pas infiniment mince) sont parfaitement connues. Ces deux lentilles sont montées dans un tube métallique fixé aux parois de la boîte contenant l'ampoule. Le tube a été conçu pour que les achromats travaillent en configuration « infini/foyer », l'arc étant au foyer de l'un d'entre eux, la tête de fibre au foyer de l'autre. Des réglages faible course sont ménagés à 120° pour compenser finement le déplacement de l'arc ainsi que la dilatation des composants. La possibilité de déplacer la fibre optique vissée à l'autre bout du tube au sein d'un connecteur SMA est également prévue.

Remarque : la présence du miroir sphérique situé « symétriquement » à la fibre par rapport à l'arc doit permettre de collecter encore plus de photons qu'escompté dans l'O.N. de la fibre. Cela permet d'avoir une marge de manœuvre en ce qui concerne la précision des alignements, ce qui est fort utile au demeurant puisque la position de l'arc n'est pas répétable d'une utilisation à l'autre de la lampe (on sait qu'il se forme entre les deux électrodes, mais il ne se situe pas toujours au même endroit ; c'est d'ailleurs un problème auquel les fabricants de lampe à arc cherchent à remédier).

4.4. Temps de pose et sécurité oculaire

4.4.1. Diaphragmes

La lampe à arc émet en continu. Le temps de pose, limité par les mouvements de l'œil, est de 7 ms. Il s'agit donc d'introduire un diaphragme permettant de fixer le temps de pose à la valeur voulue. Les diaphragmes mécaniques rapides ont un diamètre assez faible : il faut donc s'assurer que l'on peut les placer dans un endroit où ils ne vignettent pas le faisceau. Le diaphragme que j'ai choisi est le modèle VS25 de Vincent Associates. Il peut s'ouvrir durant un temps aussi faible que 6 ms. Une interface RS232 permet de le raccorder à un ordinateur pour le commander à distance. Pour renforcer la sécurité du sujet, un deuxième diaphragme, moins élaboré, est mis en place en amont de l'œil. Déclenché par le premier, il se ferme au bout de 10 ms, indépendamment du

diaphragme « maître ». Le premier diaphragme est relié à la caméra d'imagerie par l'intermédiaire d'un logiciel tournant sous linux. Ce logiciel permet à la fois de commander la caméra d'imagerie et d'ouvrir le diaphragme maître au moment adéquat. On y fixe la durée d'ouverture du diaphragme incorporé à la caméra HiSIS, le temps d'ouverture du diaphragme maître (temps de pose des images de rétine), et le délai entre l'ouverture de ces deux diaphragmes (qu'il a fallu déterminer au préalable pour être certain que l'intégralité du flux atteignant la rétine était reçu sur la caméra). Enfin, contrairement à la caméra DALSA d'analyse (pour laquelle le regroupement des pixels se fait en agissant directement sur l'électronique de la caméra), c'est par l'intermédiaire de ce logiciel que l'on fixe la taille des pixels d'imagerie.

4.4.2. Filtres

Pour définir la bande spectrale de travail, j'utilise un filtre interférentiel Melles-Griot (modèle 03FIV044) de FWHM 40 nm. Ce type de filtre est constitué de la superposition de couches minces et fonctionne sur le principe du Fabry-Pérot. S'il présente un défaut, c'est préférentiellement à des longueurs d'onde fractions de la longueur d'onde centrale (550 nm) qu'il y aura des fuites, mais il se peut également que des défauts localisés et peu étendus spatialement permettent la transmission de longueurs d'ondes qui doivent être théoriquement arrêtées. De plus, un filtre interférentiel n'est pas une fonction « porte », mais présente plutôt une transmission intermédiaire entre une gaussienne et un rectangle. Certaines longueurs d'ondes en bord de bande seront donc transmises dans une moindre mesure.

Chaque filtre vendu par Melles-Griot a été testé et est accompagné d'une courbe de transmission allant de 480 à 620 nm (cf. Figure 41) ; malheureusement, les conditions expérimentales de la mesure ne sont pas précisées (en particulier, la portion de filtre étudiée n'est pas mentionnée). On ne peut donc pas considérer que les manipulations effectuées mettent à l'abri de tout risque de fuite de lumière indésirable. Ce point est particulièrement crucial dans l'ultraviolet : la présence de plusieurs raies d'émission du mercure peut menacer fortement la sécurité oculaire des sujets si le filtre interférentiel présente des défauts en leur voisinage. Il s'agit donc, avant de mettre un œil dans la voie imagerie du système, de contrôler plus précisément la sécurité oculaire. Je détaille les études réalisées dans les deux paragraphes suivants, en distinguant le cas des longueurs d'onde visible, IR et UV.

Le domaine le moins dangereux est l'IR : le spectre d'émission de la lampe n'y présente pas de raie ; en outre, l'œil y est plus tolérant.

Dans le visible, on peut trouver un moyen de mesurer le flux émis « à chaque longueur d'onde », derrière le filtre à 550 nm. Pour ce faire, on quadrille le domaine spectral en ajoutant un second filtre interférentiel derrière celui à 550 nm et on utilise un wattmètre pour avoir directement accès à des valeurs de flux. En effet, ce n'est pas parce qu'on indique au wattmètre que la longueur d'onde de travail est 600 nm par exemple, que celui-ci ne va compter que les photons présentant une énergie de $3,31 \cdot 10^{-19}$ J. Il va simplement considérer l'énergie globale qui l'atteint, et en déduire le nombre de photons que cela représente à 600 nm, en attribuant l'énergie totale interceptée à ces photons. Un wattmètre est un appareil adapté au travail avec de la lumière quasi-monochromatique ! D'où l'idée d'interposer des filtres supplémentaires pour rendre le rayonnement transmis par le filtre à 550 nm (= photons à 550 nm + éventuelles fuites + photons autres insuffisamment atténués par le filtre) quasi-monochromatique.

Le cas de l'UV est plus problématique : présence de nombreuses raies d'émission à des longueurs d'onde auxquelles le wattmètre n'est pas sensible : impossible alors d'effectuer des mesures directes. Il va falloir estimer le flux arrivant dans l'œil par le calcul, dans le cas où le filtre à 550 nm aurait le défaut de transmettre intégralement l'UV.

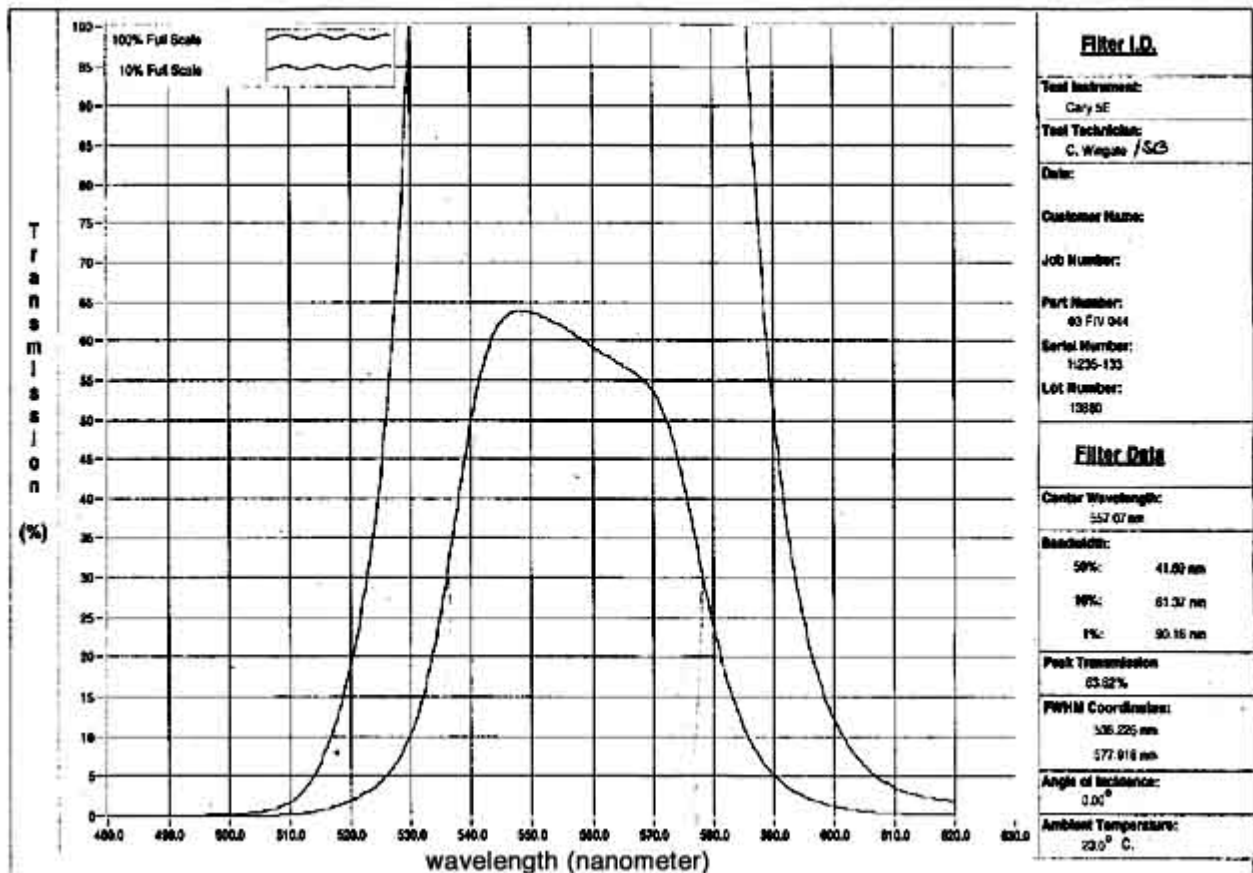


Figure 41 : courbe de transmission du filtre interférentiel à 550 nm (garantie par le fabricant).

4.4.2.1. Cas des longueurs d'onde visibles

L'utilisation d'un wattmètre paramétrable en longueur d'onde permet de comparer la valeur théorique attendue (due essentiellement à la raie à 546,1 nm) à un flux expérimental. Le flux expérimental est en fait la somme du flux provenant de la bande utile, de fuites éventuelles dues à des défauts de fabrication et de la transmission à des longueurs d'onde indésirables, insuffisamment atténuées par le filtre (courbe de transmission ci-dessus).

Même si la sensibilité du silicium et l'énergie des photons ne sont pas constantes sur toute la bande passante du wattmètre, une fuite importante due à un défaut du filtre se traduirait par un grand écart entre la valeur de flux théorique (que l'on s'attend à avoir en sortie de fibre, d'après la luminance de la lampe et l'étendue de faisceau du montage) et celle mesurée. J'ai rapidement vérifié que ce n'était pas le cas. Mais pour

obtenir de manière plus détaillée, la valeur de la transmission de lumière à travers tout le spectre visible, j'ai procédé ainsi :

Le wattmètre paramétrable en longueur d'onde indique le flux traversant le diaphragme de 7 mm de diamètre situé devant l'œil, dans les conditions définies par le montage suivant :

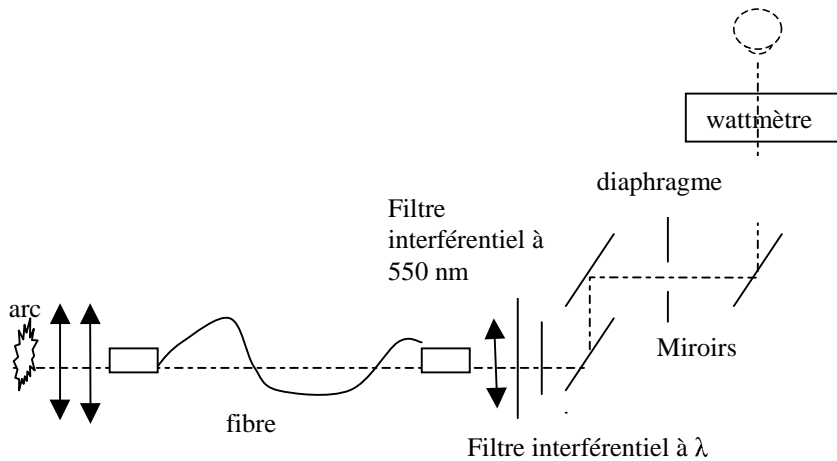


Figure 42 : dispositif de test de la transmission du filtre interférentiel à 550 nm dans le visible.

Ce montage est à peu de choses près celui de la voie imagerie en amont de l'œil (on n'a pas représenté les lentilles de conjugaison servant à conjuguer sortie de fibre et pupille d'entrée). Les diaphragmes fixant le temps d'exposition de l'œil sont absents également.

Le filtre interférentiel à 550 nm reste en place pour toutes les mesures. Des filtres supplémentaires sont disposés, tour à tour, derrière le premier. Pour chaque mesure, on indique au wattmètre la longueur d'onde centrale du filtre, en faisant l'hypothèse que sur l'ensemble de la bande spectrale de chaque filtre, la sensibilité du silicium et l'énergie des photons sont constantes. Les résultats expérimentaux, exposés dans le Tableau 15 sont des moyennes sur trois séries de mesures (la lampe à arc étant éteinte puis rallumée entre chaque série, pour rendre compte du déplacement de l'arc, d'une utilisation à l'autre).

Lorsque seul le filtre à 550 nm est présent, le flux mesuré est de 1,3 mW. Ce flux est un facteur proche de 4,5 sous les normes de sécurité oculaire (à condition que tous les photons interceptés aient effectivement une énergie voisine de $3,61 \cdot 10^{-19} \text{J}$, je reprendrai ce point un peu plus loin dans ce paragraphe). Il correspond à un réglage particulier du système d'injection dans la fibre, qui n'est pas le réglage optimal. Dans la

pratique, pour moduler à volonté le flux en sortie de fibre, je retoucherai simplement ce réglage, ce qui permet d'accéder à n'importe quelle valeur de flux (dans les limites d'émission de la lampe) : cela évite l'emploi de densité à valeurs discrètes.

Filtre présent (longueur d'onde centrale), en plus de celui à 550 nm.	FWHM	Flux mesuré
400 nm	40 nm	3 nW
450 nm	40 nm	4 nW
500 nm	40 nm	9 μ W
600 nm	40 nm	27 μ W
633 nm	5 nm	2 nW
642 nm	5,5 nm	2 nW
656 nm	6 nm	2 nW
700 nm	40 nm	2 nW

Tableau 15 : flux mesuré derrière le filtre à 550 nm et le filtre centré sur λ .

N.B. : Ces valeurs sont corrigées des transmissions des différents filtres (données par le fabricant) dans leur bande passante respective.

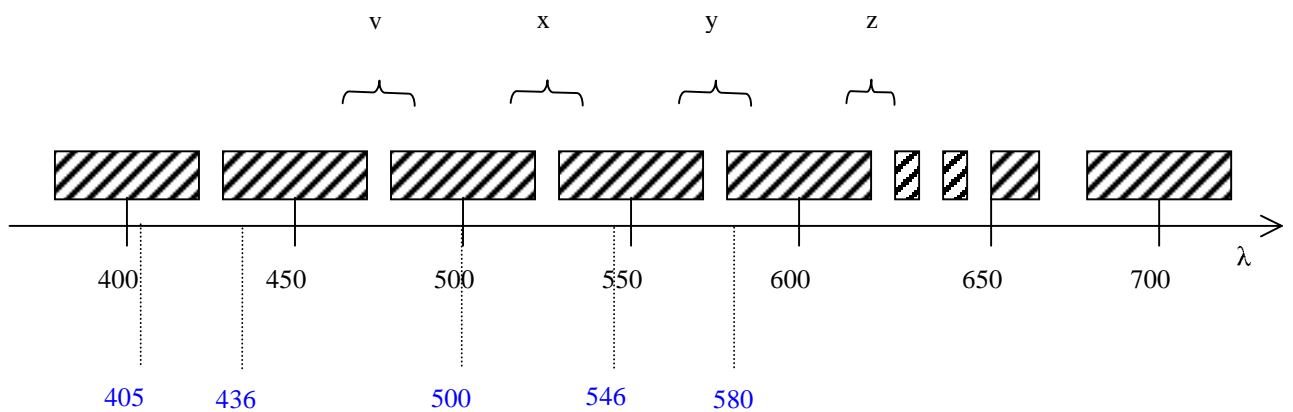


Figure 43 : quadrillage du domaine spectral étudié expérimentalement.

Les zones hachurées de la frise ci-dessus représentent les zones spectrales dans lesquelles on a recherché les fuites éventuelles et mesuré les transmissions (i.e. les domaines spectraux des différents filtres centrés sur λ). Les traits pointillés désignent les

raies d'émission du mercure dans le visible. On constate qu'elles appartiennent toutes à une zone « testée ».

Comme on a mesuré un flux non négligeable autour de 500 et de 600 nm, il faut extrapoler une valeur du flux qui pourrait passer dans les bandes v, x, y et z, et qu'on n'a pas pu estimer expérimentalement, faute de filtres incluant ces domaines spectraux. Le raisonnement tenu est le suivant :

Prenons le cas du domaine x, de largeur 10 nm. Aucune raie d'émission n'y est intégralement située. On peut donc supposer que l'émission photonique s'y effectue comme dans un des deux domaines hachurés voisins. D'où l'extrapolation du flux en μW dans ce domaine :

$$\frac{9 \times 10}{40} \leq F_{\mu\text{W}}^x \leq \frac{1300 \times 10}{40}$$

Dans une zone voisine de 40 nm de large, le flux mesuré est de $9 \mu\text{W}$; dans l'autre, il est de $1300 \mu\text{W}$ (pour bien faire, il aurait fallu disposer d'un deuxième filtre à 550 nm et faire une mesure avec les deux filtres l'un derrière l'autre). Une règle de trois donne un encadrement de la valeur de flux que l'on peut avoir dans les 10 nm du domaine x.

$$2,25 \leq F_{\mu\text{W}}^x \leq 325$$

Dans les autres domaines :

$$F_{\mu\text{W}}^y \leq 2,25$$

$$6,75 \leq F_{\mu\text{W}}^y \leq 325$$

$$F_{\mu\text{W}}^z \leq 6,75$$

Les résultats énoncés ci-dessus permettent de se rendre compte que la valeur de 1,3 mW est à manier avec prudence : une certaine proportion des photons transmis par le filtre a une longueur d'onde différente de 550 nm. En supposant constante l'énergie du photon entre 400 et 630 nm, et en adoptant les valeurs maximales pour les $F_{\mu\text{W}}^{v,x,y,z}$, on arrive au résultat assurément pessimiste que moins de la moitié du flux mesuré appartient à la bande utile.

Il est alors légitime de s'interroger sur la validité des calculs de sécurité oculaire. J'ai mentionné ci-dessus que la valeur de 1,3 mW est un facteur $\approx 4,5$ sous les normes de sécurité, dans le cas où tous les photons transmis ont à peu près même énergie. Si on désire tenir compte du fait que ce n'est pas le cas, il faut considérer d'autres courbes de sécurité que celle établie à 550 nm (cf. Figure 23, chapitre III). L'observation des courbes à 440 et 670 nm semble indiquer au premier abord des valeurs plus contraignantes. Un calcul rapide montre que c'est en fait l'inverse : ces courbes sont en effet tracées en unités lumineuses. Lorsqu'on les corrige par la sensibilité relative de l'œil (cf. Figure 33), on réalise que ce sont les normes à 550 nm qui sont les plus strictes. Il n'est donc pas nécessaire de revoir les calculs de sécurité oculaire.

Par contre, la valeur de flux calculé au niveau de la rétine pour obtenir un rapport S/B de 5 au paragraphe 4.3.1 (2,5 mW) n'est plus valable, si on considère que dans ces 2,5 mW, une partie seulement est constituée de photons utiles. Il faudrait augmenter le flux atteignant l'œil, pour y inclure davantage de photons utiles, mais la marge de manœuvre est limitée par les impératifs de sécurité.

4.4.2.2. Cas de l'UV

Pour vérifier que la sécurité est également assurée dans l'ultraviolet, on ne peut plus utiliser le wattmètre puisque le silicium n'est pas sensible dans cette zone spectrale. Je me contenterai alors d'estimer le flux arrivant sur l'œil aux très faibles longueurs d'onde, en considérant que le filtre interférentiel n'est pas en place. Le fait que la sécurité soit garantie sans filtre met la santé de l'œil hors de portée de la conséquence d'éventuels défauts de fabrication. La comparaison avec des valeurs de référence (puisque je n'ai pas trouvé de norme officielle traitant de l'exposition de l'œil aux rayonnements UV incohérents) doit permettre de conclure sur la sécurité des sujets. Ainsi, on sait que le séjour en altitude peut provoquer des kératites en l'absence de lunettes de protection, du fait de la réverbération de la lumière solaire sur la neige. Ce, pour des expositions bien plus longues (plusieurs heures) que les temps de pose que l'on prévoit dans nos expériences. On se propose alors d'évaluer la quantité d'ultraviolets reçus en haute-montagne.

Le soleil peut être considéré comme un corps noir à 5800 K.

Sa luminance énergétique entre 330 et 380 nm est :

Chapitre IV : la voie imagerie

$$\int_{330}^{380} \left(\frac{dLe}{d\lambda} \right)_{CN} d\lambda = \underbrace{\left[ge\left(\frac{380}{\lambda_m}\right) - ge\left(\frac{330}{\lambda_m}\right) \right]}_A K_3 T^4$$

avec $\lambda_m = \frac{K_1}{T} = \frac{2898}{5800} = 0,49965 \mu\text{m}$ définie par la loi de déplacement de Wien et

$K_3 = 1,804 \cdot 10^{-8}$ (constante de Stefan)

$$A = 0,08 - 0,02 = 0,06 \text{ (la courbe } ge \text{ est présentée Figure 44)}$$

$$Le_{330 \rightarrow 380} = 0,06 \times 1,804 \cdot 10^{-8} \times 5800^4 \approx 1\,225\,000 \text{ W.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$$

Le soleil est vu depuis la Terre sous forme d'un disque de diamètre apparent $\phi = 32'$.

L'éclairement surfacique de la terre est donc : $\Delta_{Er} = Le \times \Delta_{\Omega_r}$ où Δ_{Ω_r} est l'angle solide sous lequel on voit le soleil depuis la Terre $\approx \pi \alpha^2 = 6,7 \cdot 10^{-5} \text{ sr}$

On en déduit la luminance énergétique d'une zone de neige perpendiculaire aux rayons solaires (albédo $\approx 0,3$) :

$$\mathfrak{R}_d = 0,3$$

$$Le = \frac{\mathfrak{R}_d \Delta_{Er}}{\pi} = 8 \text{ W.m}^{-2} \cdot \text{sr}^{-1}$$

L'expression du flux reçu au niveau de l'œil est la suivante :

$$\begin{aligned} \Delta_{Fs} &= \int_{source} \int_{récepteur} Le d^2G \\ \Delta_{Fs} &\approx Le \times A_{pupille} \times \int \cos\theta d\Omega_R \\ &= Le \times A_{pupille} \int_0^\alpha 2\pi \cos\theta \sin\theta d\theta \\ &= Le \times A_{pupille} 2\pi \int_0^\alpha \cos\theta \sin\theta d\theta \\ &= Le \times A_{pupille} 2\pi \frac{1}{2} [\sin^2\theta]_0^\alpha \end{aligned}$$

avec le diamètre pupillaire ≈ 2 mm et $\alpha=45^\circ$ (en supposant que le sujet mesure 2 m et voit une portion de sol de 2 m de diamètre à ses pieds).

$$\underline{\Delta_{Fs} = 5.10^{-5} W}$$

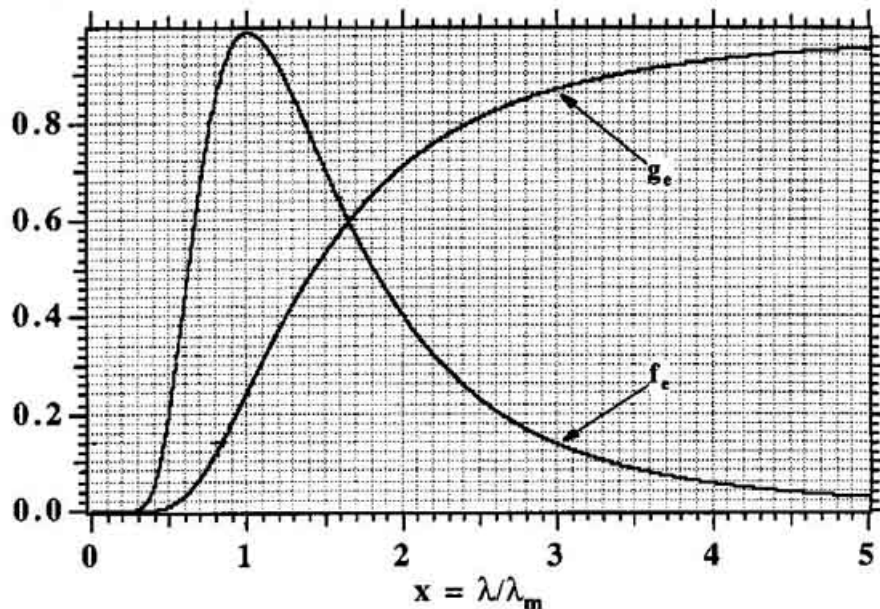


Figure 44 : courbe g_e , tiré de Meyzonnette (1996).

Cette valeur a été retrouvée à l'aide d'un raisonnement différent, faisant intervenir la magnitude du soleil, que je n'expose pas dans cette thèse.

Chapitre IV : la voie imagerie

Il s'agit de comparer les valeurs de flux résiduel estimé dans l'ultraviolet à cette valeur de référence.

Je présente dans le tableau 16 les calculs de flux incident dans l'œil, issu de chacune des 5 raies ultraviolettes. Pour comparaison, j'effectue simultanément le même calcul pour la raie verte du mercure.

E_{total} est l'éclairement produit à 50 cm de la lampe par chaque raie « d'intensité » crête E_λ et de largeur σ . Les photons issus de chaque raie sont propagés à travers l'ensemble du dispositif d'injection. En particulier, ils passent par 3,3 cm de BK7 (ensemble des lentilles et lames traversées).

Les premières colonnes du tableau calculent la transmission du BK7 aux longueurs d'onde de chaque raie. Lorsque celle-ci n'est pas trop faible, et que les calculs méritent d'être poursuivis pour la raie en question, on tient compte en outre de la transmission de l'air, de la transmission dans la fibre optique, des réflexions sur le miroir métallique, sur les miroirs dichroïques et aux interfaces air/verre ou verre/air des lentilles. La valeur des différents paramètres est explicitée sous le tableau.

Longueur d'onde centrale de la raie (nm)	β	$T_{verre}=\exp(-\beta l)$ (1)	σ (nm)	E_λ (mW.m ⁻² .nm ⁻¹)	E_{total} (mW.m ⁻²)	L (W.m ⁻² .st ⁻¹)
} $\lambda=315$ cf. remarque ci-dessous.	0,525	≈ 0				
		$\approx 10^{-5}$				
$\lambda=315$	0,625	0,13	6,8/2	133	800	3200000
$\lambda=340$	0,066	0,8	8,6/2	53	400	1600000
$\lambda=365$	9.10^{-3}	0,97	11/2	180	1750	7000000
$\lambda=546$	10^{-6}	≈ 1	6,4/2	140	800	3200000

Longueur d'onde centrale de la raie (nm)	T_{air}	T_{fibre} <i>optique</i>	F_{sortie} <i>fibre optique</i>	R_{miroir} <i>métallique</i>	$R_{dichroïque 1}$ M_1	$R_{dichroïque 2}$ M_2	T_{verre} (2)
$\lambda=315$	0,995	0,76	1,95 mW	0,82	0,04	0,04	0,5
$\lambda=340$		0,78	6 mW	0,86	0,04	0,04	0,5
$\lambda=365$		0,84	35 mW	0,9	0,04	0,04	0,52
$\lambda=546$		0,99	19,5 mW	0,9	0,995	0,5	0,55

Longueur d'onde centrale de la raie (nm)	F_{oeil}
$\lambda=315$	$1 \mu\text{W}$
$\lambda=340$	$4 \mu\text{W}$
$\lambda=365$	$26 \mu\text{W}$
$\lambda=546$	$4,8 \text{ mW}$

Tableau 16 : transmission du flux émis dans différentes raies spectrales depuis l'arc jusqu'à l'œil.

- β est le coefficient d'absorption, exprimé en cm^{-1} . Il dépend du type de verre traversé et de la longueur d'onde.

- l est l'épaisseur de verre traversé. Elle correspond simplement à la somme des épaisseurs des 2 achromats à gradient d'indice et des lentilles placées entre la sortie de la fibre optique et l'œil. On estime l à 3,3 cm.

Remarque : On constate que les deux raies aux longueurs d'onde 254 et 300 nm sont suffisamment atténuées par la traversée du verre pour que ce ne soit pas la peine de pousser plus loin les calculs les concernant.

- σ est la demi largeur à $1/e$ des raies d'émission (on fait l'hypothèse qu'elles sont gaussiennes) :

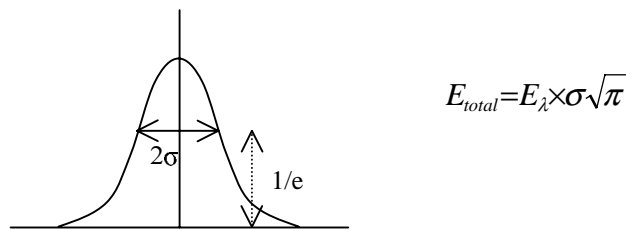


Figure 45 : profil d'une raie d'émission

- L est la luminance de la raie considérée :

$$L = \frac{E_{total}}{\left(\frac{a}{D}\right)^2}$$

avec $D = 0,5$ m puisque, comme indiqué sur le spectre (Figure 38), l'éclairement est mesuré à 50 cm de la source. Et a est le côté de l'arc (cf. paragraphe 4.2).

- $T_{fibre\text{-}optique} = 10^{-\left(\frac{A \times 4}{10 \times 1000}\right)}$ où A est l'atténuation dans la fibre en dB/km (cf. annexe). $T_{fibre\text{-}optique}$ est calculée pour les 4 m de fibre. La courbe d'atténuation se trouve à la Figure 46.

- $F_{sortie\text{-}fibre\text{-}optique}$ tient compte des transmissions de l'air, de la fibre et du verre (1). L'étendue de faisceau considérée est celle du paragraphe 4.3.1.

- $T_{verre}(2) : \left[1 - \left(\frac{n-1}{n+1}\right)^2\right]$, représente le coefficient de Fresnel en transmission pour chacune des interfaces air/verre rencontrées. T_{verre} est obtenu en tenant compte de l'ensemble des 14 interfaces. n dépend de la longueur d'onde.

- $R_{miroir\text{-}métallique}$ est le coefficient de réflexion sur le miroir M_{m2} (cf.

Figure 47). De même, $R_{dichroïque}$ transcrit la réflexion sur les deux lames dichroïques M_1 et M_2 . Les valeurs sont garanties par le fabricant, mais il se pose dans l'absolu le même problème qu'au sujet du filtre interférentiel à 550 nm, à savoir le risque d'existence de défauts locaux des revêtements.

Atténuation en dB/km

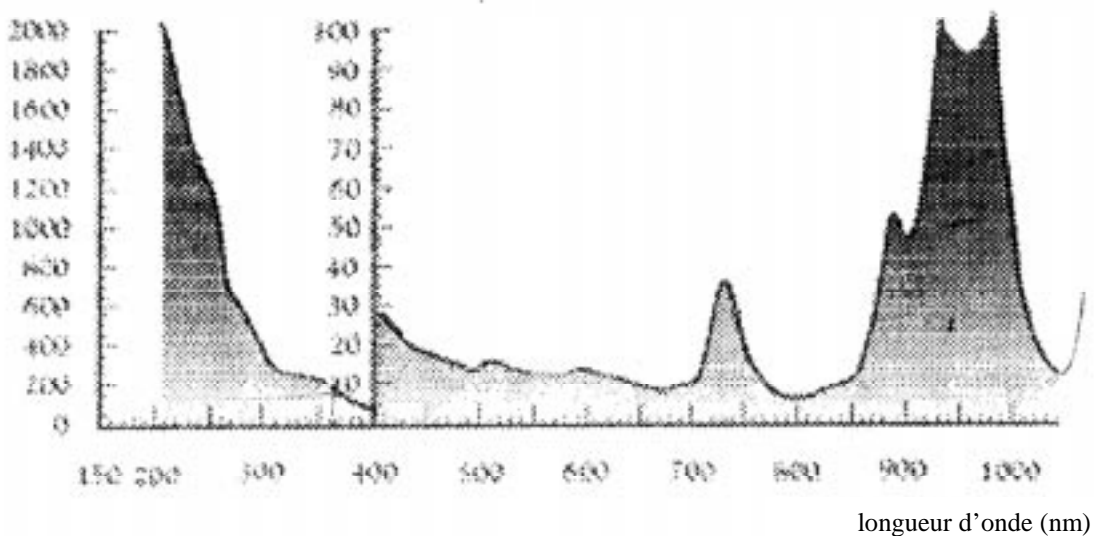


Figure 46 : atténuation dans la fibre SEDI (en dB/km)

On constate que les valeurs de flux, correspondant à des longueurs d'ondes ultraviolettes, et arrivant dans l'œil sont inférieures d'un facteur 2 (pour la plus élevée) environ à celles calculées sur la neige en montagne. Pour tenir compte des défauts potentiels des miroirs dichroïques, j'ai tout de même pris la précaution d'ajouter un filtre passe-haut en amont de l'œil, supposé couper les longueurs d'onde inférieures à 400 nm. Ce filtre f permet également de procurer au sujet une mire de fixation, en minimisant les pertes de flux. En effet, il tient lieu à la fois de lame séparatrice pour permettre la visualisation de la mire, et à la fois de réjecteur de longueurs d'onde indésirables.

4.4.2.3. Cas de l'IR

Dans l'infrarouge, l'absence de raie d'émission est rassurante du point de vue de la sécurité oculaire. Le fait que la cellule au silicium du photomètre soit sensible jusqu'à des longueurs d'onde de l'ordre de 1100 nm, conjugué du fait que derrière le filtre à 550 nm, on n'ait jamais relevé de valeur semblant indiquer une fuite importante va dans le même sens. J'ai tout de même estimé rapidement la quantité de puissance IR atteignant l'œil en procédant de manière analogue à celle décrite dans le Tableau 16. J'ai donc calculé la luminance d'une source thermique émettant entre 720 nm et 2000 nm. En deçà, les éventuels photons émis sont comptabilisés dans les mesures effectuées au paragraphe 4.4.2.1. Au-delà, le BK7 ne transmet plus. Le flux arrivant sur la cornée est alors de $\approx 125 \mu\text{W}$. Comme le domaine spectral de calcul est très étendu (1280 nm), toutes les longueurs d'ondes prises en compte ne sont pas injectées de manière optimale dans la fibre optique. De même, elles ne focalisent pas toutes au même endroit dans l'œil. L'ajout d'un filtre passe-bas permet de classer définitivement le cas de l'IR.

4.4.2.4. Conclusion

On a montré dans les paragraphes précédents qu'il est théoriquement possible d'obtenir un rapport S/B suffisant pour valider le principe d'imagerie sans risquer d'endommager l'œil. Et qu'il existe une source qui émet suffisamment de photons dans la bande de travail déterminée pour ce faire.

Les choses se compliquent lorsque l'on cherche comment envoyer les photons utiles dans l'œil. Le dispositif imaginé ne permet pas de dissocier parfaitement les longueurs d'onde. Les conséquences sont qu'il est impossible de dériver précisément le

Chapitre IV : la voie imagerie

rapport S/B, une fois les normes de sécurité oculaires respectées (sur la base du fait que c'est à la longueur d'onde utile qu'elles sont les plus drastiques). Le rapport S/B de 5 est surestimé si l'on envoie par exemple juste assez de photons pour se placer un facteur 2,5 sous les normes. Il est probablement sous-estimé lorsqu'on réalise que la transmission de l'œil est calculée au plus juste, que le contraste des photorécepteurs est supérieur à 10 %, etc... Il faut attendre les résultats expérimentaux, au chapitre V pour avoir la valeur de ce rapport mesuré sur des images de rétine d'un œil particulier

5. Montage optique

La Figure 47 présente le montage optique final destiné à appliquer l'OA à l'ophtalmologie.

5.1. Description générale du montage

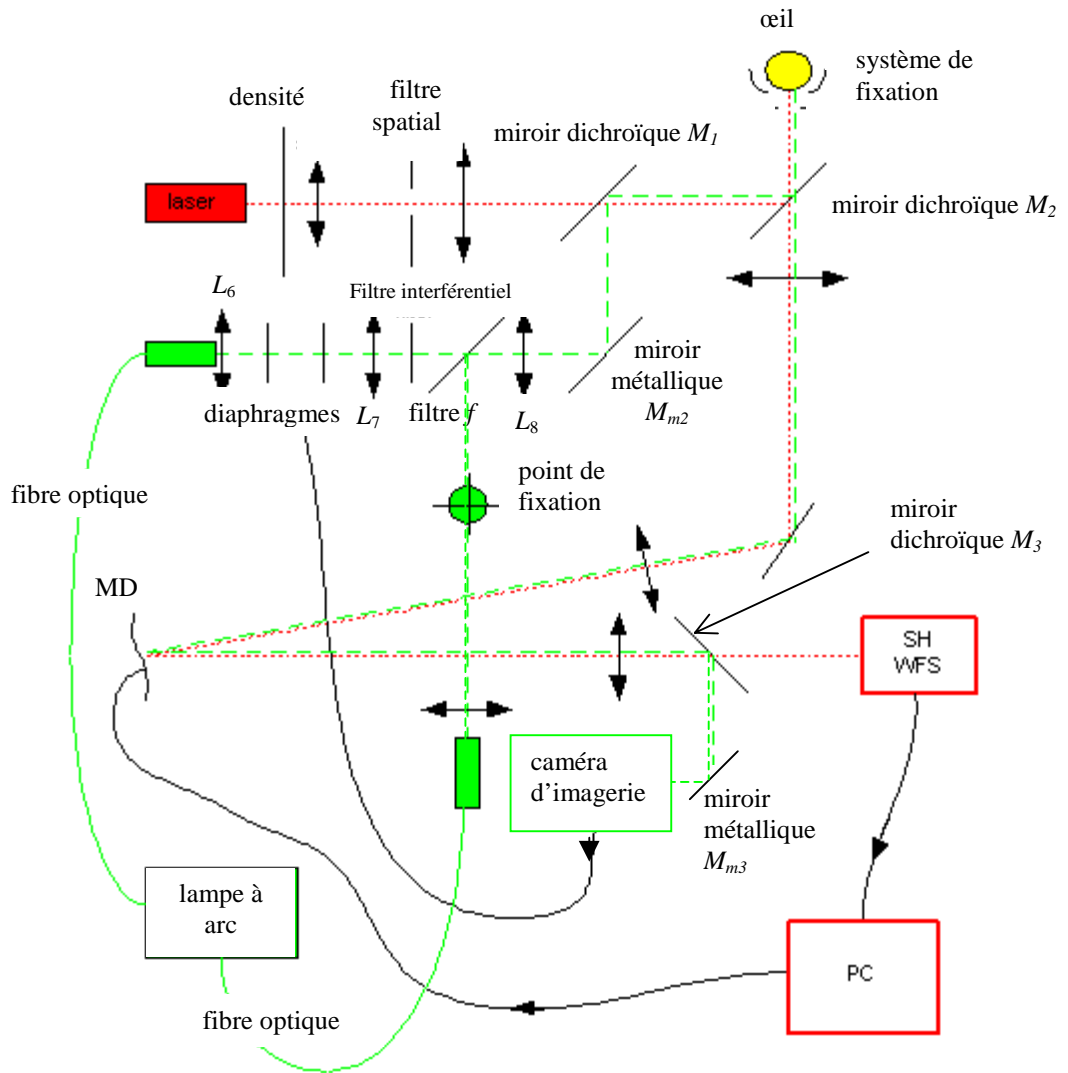


Figure 47 : description du montage d'OA.

La voie analyse, qui apparaît en rouge sur le schéma ci-dessus a été décrite au paragraphe 3.5.1, chapitre III. Je me bornerai donc à exposer les contraintes apportées par l'ajout de la voie imagerie, sur le plan des optiques du système.

Comme expliqué au paragraphe 4.3, la lumière destinée à illuminer le champ de $\approx 1^\circ$ au fond de l'œil est acheminée par fibre optique depuis la lampe à arc. La lentille L_6 située derrière la fibre a une focale de 14 mm : c'est la pupille d'entrée de la branche d'illumination de l'œil ; en tenant compte des paramètres définissant la fibre optique (cf. paragraphe 4.3.1), le diamètre de cette pupille est d'environ 6,5 mm. Le système afocal constitué des lentilles L_7 et L_8 a pour grandissement 1. Le diamètre de ces dernières lentilles est suffisamment grand pour que les rayons issus de la fibre ne soient pas vignettés. Le système afocal conjugue la pupille d'entrée de la branche d'illumination et la pupille d'entrée de l'œil. Le filtre interférentiel f a une utilité double : il permet à la fois de filtrer l'ultraviolet en dessous de 380 nm (cf. paragraphe 4.4.2) et d'introduire dans le montage optique la mire permettant de stabiliser en partie la fixation et l'accommodation des sujets. Cette mire est en fait constituée d'un texte noir sur fond vert (550 nm) suffisamment contrasté pour que le sujet puisse fixer l'une ou l'autre lettre sans être gêné par l'intensité importante de l'étoile laser focalisée en permanence dans sa rétine. Je détaille ces points au chapitre V, où la Figure 52 présente une vue de la rétine au moment où la « photographie » est prise.

Les miroirs M_{m2} et M_1 sont montés sur des supports présentant des degrés de liberté en rotation, afin d'aligner simplement les axes optiques des voies d'analyse et d'imagerie. La partie située entre le miroir M_1 et le miroir M_3 est commune aux deux voies. Par conséquent, les défauts des optiques situées entre ces deux points sont corrigées par le MD. En revanche, les optiques situées entre le miroir M_3 et la caméra d'imagerie doivent être les plus parfaites possibles : puisqu'elles ne figurent pas sur le trajet du faisceau d'analyse, leurs aberrations dégradent l'image de fond d'œil. Il est alors légitime de s'interroger sur la valeur de ces aberrations « résiduelles ». Les spécifications du miroir dichroïque M_3 revendiquent une planéité de la face avant supérieure à $\lambda/8$. Le miroir métallique est garanti à $\lambda/4$. Par contre, on ne possède pas d'indication du même ordre pour ce qui est du filtre interférentiel placé derrière M_3 et qui sert à supprimer tout résidu de lumière rouge qui se dirigerait vers la caméra d'imagerie. On a donc tout intérêt à placer ce filtre au plus près possible d'un plan image (donc de la caméra), pour qu'il intercepte un faisceau de rayons le moins étalé possible.

Une valeur de $\lambda/4$ pour la planéité du filtre interférentiel en transmission me semble être un ordre de grandeur raisonnable. Ces erreurs s'ajoutant quadratiquement,

l'erreur de planéité du front d'onde s'exprime par un rapport de Strehl de 0,1 (si tout le reste est parfait). Le raisonnement mène à une estimation pessimiste : Les valeurs de planéité que j'ai adoptées sont des valeurs rms sur l'ensemble de la surface des optiques concernées. Elles constituent donc des bornes inférieures de la qualité du front d'onde émergeant, puisque seule une petite partie de la surface est réellement utilisée. Néanmoins, cette application numérique permet d'attirer l'attention sur le fait qu'il faut veiller à disposer un minimum d'éléments entre le miroir M_3 et la caméra d'imagerie.

5.2. Les miroirs dichroïques

Je souhaiterais consacrer quelques lignes aux caractéristiques des trois miroirs dichroïques, qui sont exposées en annexe. Elles ont été choisies pour optimiser les transmissions de l'une ou l'autre longueur d'onde selon l'endroit où est situé le miroir.

- Ainsi, le miroir M_1 est un miroir à faces parallèles dont une face est optimisée en réflexion pour le vert et l'autre traitée anti-reflet. Par contre, il ne possède pas de traitement spécifique quant à la longueur d'onde laser, puisque le flux est suffisant en amont de l'œil (je rappelle que le laser émet 8 mW et qu'il est prévu de n'envoyer qu'environ 1 μ W vers l'œil).

- Le miroir M_3 est optimisé en transmission pour la longueur d'onde 633 nm et en réflexion pour 550 nm. Sa face arrière est traitée anti-reflet pour ces longueurs d'onde.

- Le miroir M_2 (représenté Figure 48) mérite qu'on lui prête une attention particulière.

5.3. Cas du miroir M_2

Dans ce qui suit, les indices « v » et « r » s'appliquent bien entendu aux longueurs d'onde verte et rouge.

Miroir 50/50 dans le vert : le flux provenant de la lampe à arc est limité, il s'agit donc de perdre le moins de photons possibles à la réflexion sur le miroir, avant l'œil. On ne peut pas non plus se permettre de perdre du flux après passage dans l'œil. L'utilisation d'une configuration où réflexion et transmission sont égales assure la collecte du plus grand nombre de photons en sortie. En effet, si on appelle T le coefficient de transmission en intensité de la première face, le faisceau A_v est atténué après réflexion, passage dans l'œil et transmission d'un facteur proportionnel à $f(T_v)=T_v(1-T_v)$. La dérivée de cette fonction s'annule pour $T_v=0,5$, valeur qui maximise f .

La transmission de M_2 est optimisée pour le rouge, toujours pour la même raison, à savoir que le flux laser est suffisant pour que priorité soit donnée à la transmission, qui a lieu après passage dans l'œil, plutôt qu'à la réflexion, qui a lieu en amont de l'œil.

Un angle de $0,5^\circ$ entre les deux faces de ce miroir est ménagé afin de s'affranchir des réflexions sur la face arrière : cette face est certes traitée anti-reflet, mais un rapide calcul de transmission montre que le faisceau B (qui subit 2 réflexions internes avant de se propager vers l'AFO) présente une intensité supérieure à celle du faisceau A.

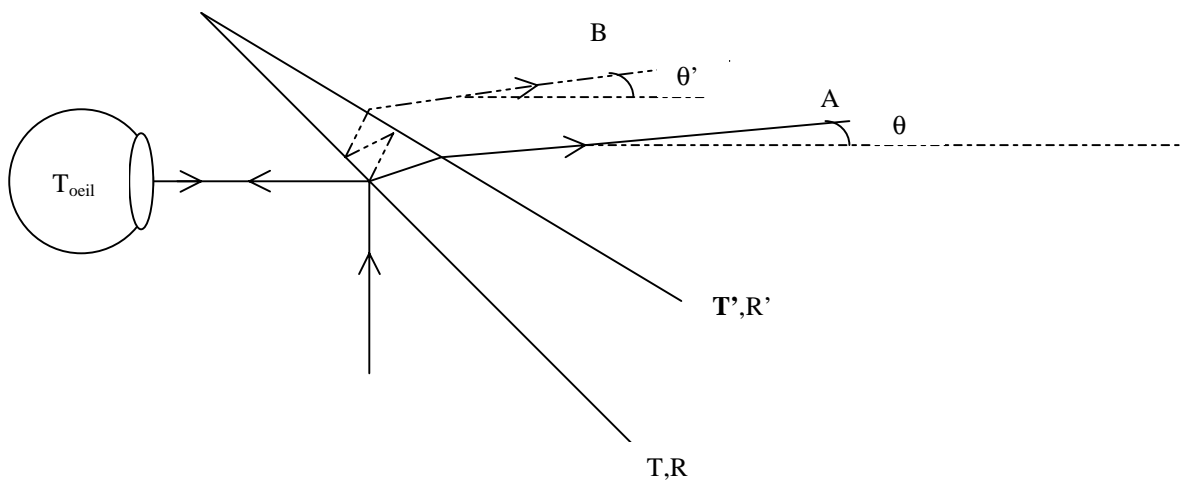


Figure 48 : le faisceau A vient des sources (A_r du laser, A_v , de la lampe à arc), se réfléchit sur la face avant du miroir, effectue un aller-retour dans l'œil, puis est transmis en direction de l'AFO. Le faisceau B subit 2 réflexions internes et est transmis vers l'AFO.

Calcul de transmissions :

- Atténuation B_r : $T_r \times R'_r \times R_r \times T'_r = 0,92 \times 0,005 \times 0,08 \times 0,995 = 3,66 \cdot 10^{-4}$
- Atténuation A_r : $R_r \times T_{oeil} \times T_r \times T'_r = 0,08 \times 7 \cdot 10^{-5} \times 0,92 \times 0,995 = 5 \cdot 10^{-6}$
- Atténuation B_v : $1,244 \cdot 10^{-3}$
- Atténuation A_v : $1,7 \cdot 10^{-5}$

en adoptant une valeur minimale de $7 \cdot 10^{-5}$ pour la transmission de l'œil dans le rouge et le vert.

On constate qu'il est en effet nécessaire de se débarrasser de la réflexion sur la face arrière du miroir...

J'ai calculé les angles θ et θ' des faisceaux A et B émergents du miroir par rapport à l'axe optique. θ se dérive simplement de la formule du prisme :

$$\theta = -45 - \hat{A} + \arcsin \left[n \sin \left(\arcsin \left(\frac{\sin i}{n} \right) \right) \right]$$

où i est l'angle d'incidence des faisceaux sur le miroir, ici, $i = -45^\circ$, et θ est négatif.

θ' se déduit de θ en remplaçant i par l'angle i' dans la formule précédente

$$i' = \arcsin \left[n \sin \left(2\hat{A} - \arcsin \left(\frac{\sin i}{n} \right) \right) \right]$$

i' représente l'angle (compté par rapport à la normale à la première face du miroir) avec lequel le faisceau ressort de l'œil.

Pour que la réflexion sur la face arrière ne soit pas gênante, il faut d'une part qu'elle soit vignettée par le diaphragme de champ au niveau de l'AFO pour la voie analyse. D'autre part, il faut que les centres des taches images dues aux faisceaux A_v et B_v sur la caméra d'imagerie soient distants de plus du diamètre de l'image utile (engendrée par A_v).

Cela se traduit par :

$$\frac{f_2 \cdot f_4}{f_3} (\tan \theta - \tan \theta') \leq \frac{\phi}{2} \quad (1)$$

où ϕ est le diamètre du diaphragme de champ (≈ 2 mm), et f_j les focales des lentilles situées entre l'œil et l'AFO.

$$\text{et } f_{\text{œil}} \cdot \tan \theta - f_{\text{œil}} \cdot \tan \theta' \leq d \quad (2)$$

où d est le diamètre de la tache image illuminée au fond de l'œil, soit $d \leq 300 \mu\text{m}$.

Le critère 2 est le plus draconien. Il est satisfait dès que \hat{A} excède $0,3^\circ$. Pour se garantir une marge de sécurité, je choisis une valeur d'angle au sommet de $0,5^\circ$.

Remarque 1 : On n'a pas intérêt à choisir un angle de prisme trop important. En effet, une conséquence en serait une anamorphose plus importante du faisceau (i.e. la « coupe » du faisceau n'est plus circulaire, mais elliptique). Ce n'est pas une aberration,

Chapitre IV : la voie imagerie

mais le montage est dimensionné pour travailler avec des faisceaux circulaires, et les réglages seraient en outre bien plus malaisés.

Remarque 2 : l'influence de la réflexion parasite sur la face arrière du miroir peut en fait être minimisée sur la voie imagerie, par l'enregistrement d'une image de fond sur la caméra. Par contre, cette fonctionnalité n'est pas prévue dans le logiciel de commande du miroir, il est donc important de s'affranchir de toute lumière parasite dans la branche analyse.

Il faut encore vérifier que l'existence d'un tel angle ne va pas être à l'origine de problèmes de chromatisme dans le montage optique : l'ensemble des lentilles utilisées sont des achromats et ont la même action sur les deux longueurs d'onde de travail. L'œil présente certes de l'aberration chromatique longitudinale et transverse, mais si les faisceaux rouge et vert sont parallèles avant d'entrer dans l'œil, ils ressortiront parallèles, même s'ils ne se sont pas focalisés au même endroit. Le seul élément ayant une action différente sur les faisceaux, en fonction de la longueur d'onde, est le miroir M_2 : en effet, l'expression de l'angle θ fait intervenir l'indice n du matériau qui varie chromatiquement. Une simulation utilisant la formule de Sellmeier permet d'obtenir la distance entre le centre des taches dans le plan image qu'est la surface du miroir métallique de renvoi M_{ml} . Si cette distance est inférieure à l'étalement de la tache de diffraction sur cette surface (plan focal de L_2), je considère que le décalage des pupilles l'une par rapport à l'autre dans le plan pupille matérialisé par la surface du MD est négligeable.

$$\frac{\lambda \cdot f}{d} \approx 15 \mu\text{m}$$

λ (nm)	633	404,7	546,1	786
n	1,51509	1,53024	1,51872	1,51106
θ (°)	0,453276	0,465580	0,456227	0,449998
distance (μm) entre centre des taches à 633 nm et à λ	0	37	9	10

Tableau 17 : distance entre les centres des taches à 633 nm et à λ sur le miroir M_{ml} .

On constate que si la distance est raisonnable pour les longueurs d'onde de 550 nm et 633 nm, il serait totalement exclu de travailler en utilisant toute l'étendue du spectre visible.

6. Test réalisé

J'ai souhaité contrôler le flux arrivant au niveau de la pupille d'œil, afin de vérifier les calculs présentés aux paragraphes précédents. Lorsque la conjugaison de pupille (L_6 /iris) est assurée et que l'injection dans la fibre optique est optimisée, on doit mesurer un flux de 4,8 mW dû aux seuls photons utiles. En fait, comme le wattmètre mesure aussi les fuites à d'autres longueurs d'onde en partant du principe que 1 photon = $3,61 \cdot 10^{-19}$ J, on doit lire une valeur supérieure à 4,8 mW. Cette valeur est à vérifier à chaque fois que l'on allume la lampe à arc ; d'une utilisation à l'autre, l'arc ne se forme pas au même endroit, il faut donc reprendre un peu les réglages fins d'injection dans la fibre. En outre, lorsque la lampe vieillit (durée de vie, ≈ 100 h), les électrodes s'usent, et l'espace situé entre elles grandit. Le flux arrivant devant l'œil diminue. Il s'agit même de contrôler cette valeur régulièrement en cours d'expérience. En effet, la température à l'intérieur du boîtier est très élevée et les optiques d'injection, situées dans un tube métallique, risquent de se déplacer légèrement.

Dans la pratique, les valeurs mesurées pour une ampoule neuve sont légèrement inférieures à 3 mW, soit un facteur 2 sous la valeur prévue, ce qui me paraît acceptable. En sortie de fibre, la valeur mesurée est de 13 mW au lieu des 19,5 prévus, le décalage pouvant s'expliquer par une mauvaise qualité de la finition des faces de la fibre (confirmée après examen à la binoculaire), la surestimation de la luminance de la raie à 546,1 nm (la largeur de la raie dépend de la résolution du spectromètre du fabricant), mais aussi de la qualité des réglages d'injection.

Ce chapitre se termine avec le choix des optiques servant à injecter la lumière dans l'œil pour prendre des images de rétine. La partie de la voie imagerie située en aval de l'œil est commune avec la voie analyse et a donc été conçue au chapitre III (on a alors pris garde aux valeurs de grandissements induites par les optiques pour échantillonner convenablement le signal sur la caméra d'imagerie). La conception de la partie de la voie imagerie située en amont de l'œil résulte de la volonté d'obtenir un rapport S/B suffisant (autour de 5 en tenant compte d'un contraste de 10%) sur les images de rétine tout en respectant scrupuleusement la sécurité oculaire. La réalisation d'un dispositif d'injection « limité par l'œil » (c'est l'œil qui définit l'étendue optique des faisceaux) passe par le choix d'une source présentant une luminance élevée. Le choix de composants optiques particuliers (lames dichroïques et filtres) permet d'optimiser la transmission des photons entre la lampe à arc et l'œil, tout en envoyant

un minimum de photons parasites dans ce dernier. L'estimation du niveau de flux parasite met d'ailleurs en œuvre des procédures complexes puisqu'elle nécessite un traitement par domaine spectral : la mesure du flux parasite dans le visible passe par l'utilisation d'un wattmètre paramétrable en longueur d'onde et de filtres à bords francs autorisant un balayage discret du domaine spectral compris entre 380 et 720 nm. Le wattmètre étant incapable d'appréhender la longueur d'onde des photons, il faut s'en servir en éclairage quasi-monochromatique. L'estimation du flux parasite dans l'UV est faite mathématiquement, puisque le wattmètre n'est plus sensible dans cette gamme de longueurs d'onde. Les calculs sont présentés dans le tableau 16. De l'éclairement dû à chaque raie d'émission UV est déduit une luminance de raie. Le flux envoyé dans l'œil n'est autre que le produit de cette luminance par l'étendue de faisceau définie par l'œil, moyennant les pertes (par propagation dans le verre des optiques, dans la fibre, dans l'air et par réflexion aux interfaces air/matériau).

Le contrôle expérimental du flux transmis derrière chaque composant à l'aide d'un wattmètre valide l'ensemble des calculs menés à ce chapitre.

Références

Delori F.C. and Pfibsen K.P., Spectral reflectance of the human ocular fundus, Appl. Opt. 29 (1989), 1061-1077

Gardette H., Tomographie par interférence à faible cohérence optique et à champ large dédiée à l'imagerie médicale in vivo en ophtalmologie, Thèse de doctorat, Université Pierre-et-Marie-Curie, Dec. 2001

Gregory R L 1993 "A comment: McKay Rays shimmer due to accommodation changes" Proc. Roy. Soc. Lond. B. 253, 123.

Lopez-Gil N. and Artal P., Comparison of double-pass estimates of the retinal-image quality obtained with green and near-infrared light, J. Opt. Soc. Am. A, 14 (1997), 961-971

Moreno E., thèse de doctorat, Laser ray tracing in the human eye : Measurement and correction of the aberrations by means of Phase Plates, 2000, Institute of Optics, CSIC

CHAPITRE V :
RESULTATS
EXPERIMENTAUX

Les chapitres III et IV ont décrit les voies d'analyse et d'imagerie du montage d'Optique Adaptative. Elles ont été testées indépendamment l'une de l'autre. On a vérifié expérimentalement les calculs photométriques relatifs au dispositif d'injection des photons dans l'œil (voie imagerie). Parallèlement, la boucle d'asservissement a été fermée sur une source ponctuelle fixe dans de bonnes conditions d'illumination (voie analyse). Les résultats encourageants obtenus invitent à poursuivre les expériences en étudiant des « objets » de plus en plus complexes. Le chapitre V présente les différentes étapes qui mènent à l'obtention d'images de rétine humaine *in vivo*. D'abord, une brève expérience impliquant un œil artificiel est réalisée. L'amélioration visuelle des images de fond d'œil artificiel avec Optique Adaptative est flagrante. Dans un deuxième temps, les performances optiques du montage sont quantifiées. On a alors accès à la limite supérieure de la correction apportée par l'Optique Adaptative sur le front d'onde issu d'un objet quelconque. Enfin, j'expose différentes études réalisées sur des yeux vivants. Une première image corrigée est présentée, ainsi que le balbutiement des expériences statistiques qui doivent déboucher sur une meilleure connaissance des défauts oculaires.

1. Fermeture de boucle sur un œil artificiel

Après avoir fermé la boucle d'OA sur un objet ponctuel fixe, très lumineux, situé à l'infini, j'ai jugé qu'il pouvait être intéressant de réitérer l'expérience dans des conditions expérimentales plus proches de celles que nous rencontrerons lors du travail sur un œil vivant dilaté. Pour ce faire, j'ai imaginé un œil artificiel, matérialisant le modèle très simple d'œil utilisé pour l'ensemble des calculs effectués dans cette thèse. Il est décrit au paragraphe 1.1. Les images obtenues avec et sans OA sont présentées au paragraphe 1.2, accompagnées de premiers commentaires qualitatifs. Je précise que le but de cette brève étude n'est pas de chiffrer les performances du système d'OA conçu, mais de se forger une première idée de ce qu'on peut s'attendre à observer sur des images de rétines humaines, acquises avec et sans OA.

1.1. Plan de l'œil artificiel

Le schéma suivant (Figure 49) représente l'œil artificiel réalisé à l'Observatoire de Paris-Meudon : il consiste en une lentille plan convexe de focale $f' \approx 22,4$ mm, située à f' de l'extrémité du tube. La pièce 1 se vissant à l'arrière de l'œil artificiel (filetage au pas de 1,125 mm), permet ainsi de défocaliser à loisir la rétine (et donc de simuler un œil myope ou hypermétrope). La possibilité est donnée de fixer différents diffuseurs au recto de cette pièce 1, tels des mires de résolution, ou des tissus biologiques fins (lamelle d'oignon etc...)

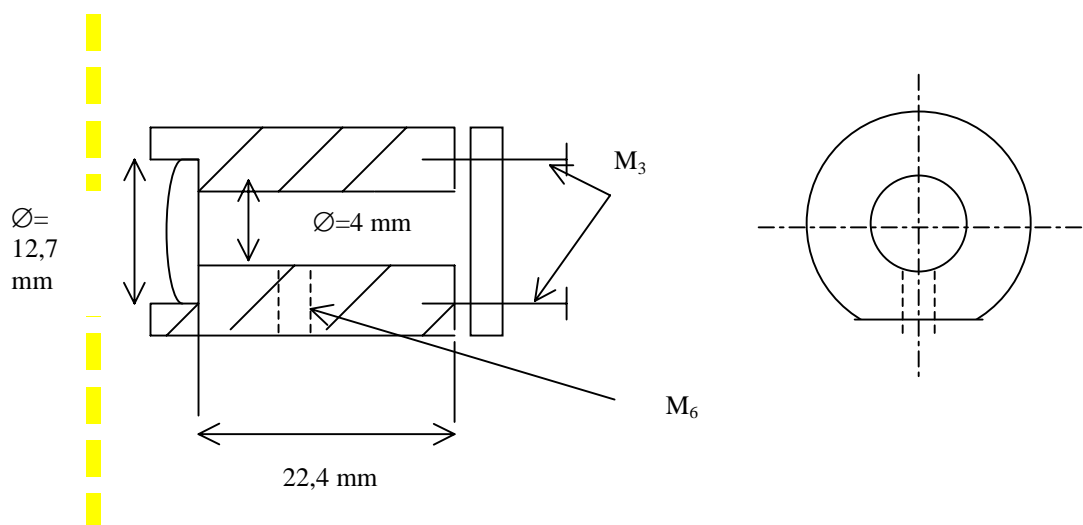


Figure 49 : schéma de l'œil artificiel

1.2. Images obtenues

La Figure 50 présente deux images (en double passage) du diffuseur rétinien placé au fond de l'œil artificiel, avec et sans OA. Elles représentent une rétine constituée d'une opale diffusante sur laquelle on est venu plaquer une mire de résolution au pas de $60\ \mu\text{m}$. Le plan de mise au point n'est pas la mire elle-même mais la surface du milieu diffusant, dont on ignore les caractéristiques (taille du grain, albédo...). L'utilité de la mire est double : d'une part, elle permet d'estimer la taille moyenne des grains du diffuseur, d'autre part, elle sert à positionner la caméra d'imagerie au meilleur foyer, comme décrit ci-dessous.

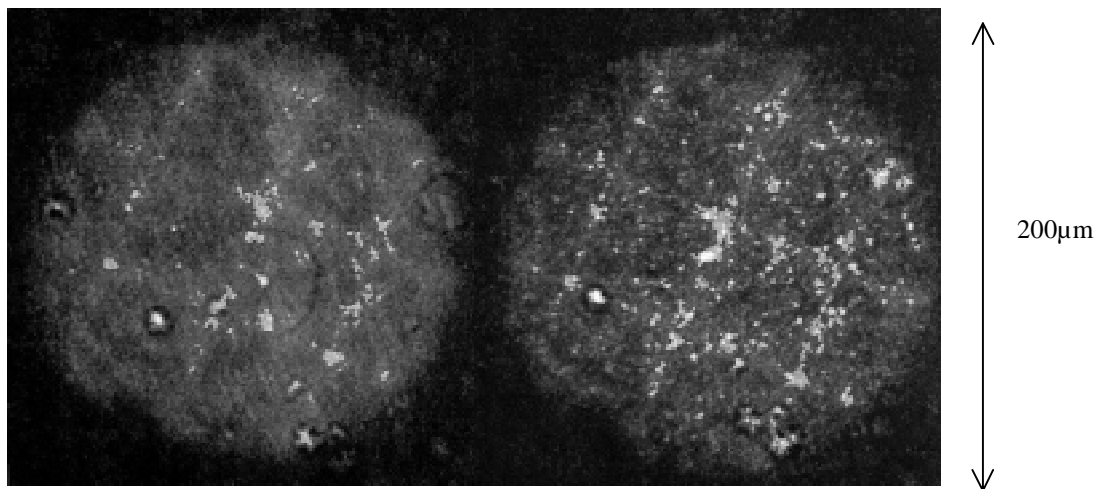


Figure 50 : images de fond d'œil artificiel (image de gauche sans OA, image de droite avec OA).

Pour obtenir l'image corrigée, une étoile laser a été formée au fond de l'œil artificiel à $633\ \text{nm}$. Une fois la boucle fermée (lorsque les tensions appliquées sur le MD ne varient plus), on prend une « photographie » d'un champ de $0,5^\circ$ environ à $550\ \text{nm}$. Pour cette expérience uniquement, la fibre optique d'imagerie avait un diamètre de $125\ \mu\text{m}$. L'image en boucle ouverte est obtenue en laissant le MD en position de repos (pas de tension appliquée). Pour chacune des images, la position axiale (selon l'axe optique z) de la caméra d'imagerie au meilleur foyer est déterminée de la manière suivante : on enregistre une série d'images en déplaçant d'abord grossièrement la caméra, et on détermine visuellement sur les différentes images la position approximative du meilleur foyer. Puis un balayage plus fin est effectué autour de cette position. Pour chaque image enregistrée, on trace la Transformée de Fourier (TF) correspondante. L'objet représentant entre autres une mire, sa TF comprend des

pics harmoniques de fréquence spatiale liée au pas de la mire. On peut ainsi déterminer la position de la caméra d'imagerie donnant une image de mire la plus nette possible: la TF de l'image correspondante verra un maximum d'énergie dans les pics secondaires. Connaissant l'épaisseur de la mire (mesurée au pied à coulisse), et le grandissement axial du système, on défocalise finalement légèrement la caméra d'imagerie pour que le CCD soit conjugué avec la surface du diffuseur. Les niveaux de flux utilisés sont inférieurs à ceux que l'on prévoit d'envoyer dans un œil vivant, mais l'opale rétro-diffuse davantage de photons dans la pupille de sortie que les véritables tissus biologiques. La comparaison entre les images avec et sans OA montre une augmentation du contraste de l'image (dans les zones transparentes de la mire, où on distingue les grains du diffuseur de taille moyenne $\approx 2 \mu\text{m}$) de 40 %.

Cette expérience a permis de donner une idée de ce que l'on visualisera sur des images de photorécepteurs rétiniens. On constate que la différence entre les images avec et sans OA n'apparaît pas criante en termes de contraste, même si, à l'œil, l'amélioration de la qualité des images avec OA est importante.

Pour se placer dans des conditions encore plus voisines que celles que nous rencontrerons sur l'œil vivant, il aurait fallu mesurer la transmission de l'œil artificiel réalisé et réduire les niveaux de flux de travail en conséquence. On aurait également pu imaginer de fixer la rétine artificielle sur une platine motorisée rapide, pour restituer le côté dynamique du processus d'accommodation etc... J'ai préféré passer directement à l'étape suivante qui consiste à remplacer l'œil artificiel par un œil vivant, quitte à revenir ultérieurement à des études impliquant un œil artificiel, éventuellement plus élaboré.

2. Fonction d'Étalement de Point du système

La réponse impulsionnelle (en particulier par l'intermédiaire de sa TF, la fonction de transfert optique) est l'outil par excellence permettant de quantifier les performances atteintes par un système optique (cf. chapitre II). La FEP représentant la réponse du système à une source ponctuelle, lorsqu'on la convolue par la répartition d'intensité d'un objet quelconque situé dans le même plan, on obtient la répartition d'intensité de l'image. Dans le cas du système d'OA complexe, il s'agit de préciser les termes de FEP et de fonction de transfert : pour définir parfaitement le système, il

faudrait avoir accès à la FEP de l'ensemble {montage optique + œil}, en boucle fermée. Cette FEP est en fait la convolution de deux réponses particulières : la première tenant compte des aberrations résiduelles de l'œil seul (i.e. sans optiques autour), que le MD ne parvient pas à corriger (notamment à cause du nombre fini d'actionneurs) et la deuxième représentant la FEP en boucle fermée du montage seul (l'œil est remplacé par une source ponctuelle située à l'infini). Cette dernière FEP est facilement accessible expérimentalement, alors que la première demande des aménagements particuliers (il faut notamment venir former une source ponctuelle au fond de l'œil). Ce paragraphe détaille l'obtention de la FEP du montage seul avec OA.

2.1. Processus expérimental

La FEP du montage seul est obtenue à partir d'une source ponctuelle à l'infini. Une fibre optique de 200 μm de diamètre de cœur, située à environ 3 m du banc est suffisamment petite pour constituer une source ponctuelle, dans la mesure où son image par optique géométrique ($\varnothing \approx 16 \mu\text{m}$) dans le plan de la caméra d'imagerie est plus petite que la tache de diffraction (fibre non résolue).

La longueur d'onde de travail est 550 nm. Dans la pratique, on injecte la lumière provenant de la lampe à arc, filtrée à l'aide du filtre interférentiel placé habituellement en amont de l'œil (cf. chapitre IV, paragraphe 4.4.2), dans la fibre optique sélectionnée. On note au passage que la lumière injectée dans la fibre multimode est suffisamment cohérente pour que l'on observe la formation de tavelures au niveau des images. Cependant, la fibre n'est pas résolue, et la pupille d'entrée du système ($\varnothing = 7 \text{ mm}$, matérialisée par un diaphragme placé dans le plan de la pupille d'œil lorsqu'un œil est en place) intercepte un seul grain de speckle. Elle est donc éclairée uniformément. Par ailleurs, le flux est suffisamment faible pour éviter la saturation de la caméra.

Pour fermer la boucle d'OA, une « étoile laser » est formée à l'aide du laser He-Ne sur un diffuseur placé le plus près possible de la sortie de la fibre. La Figure 51 présente un exemple de la FEP enregistrée et de la fonction de transfert de modulation correspondante.

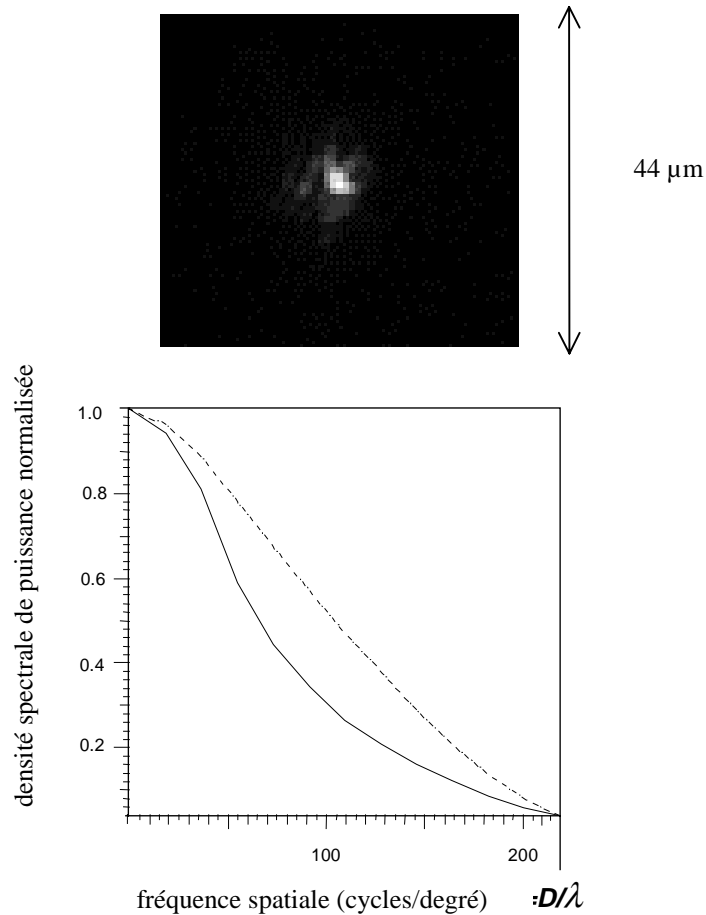


Figure 51 : (*haut*) FEP (44 x 44 μm à l'échelle de la rétine) et (*bas*) coupe radiale de la FTM du système (montage optique avec OA et sans œil). La courbe en points-tirets représente l'autocorrélation de la pupille (FTM idéale).

2.2. Résultats et analyse

La FTM est bien circulaire, inscrite dans un cercle tangent au support de l'image, comme le veut le théorème d'échantillonnage de Shannon. On estime le rapport de Strehl (qui dépend fortement de la qualité de la soustraction de fond à l'image) à environ 0,35, ce qui correspond grossièrement à une erreur de phase de 1 rad (en adoptant l'approximation $S = \exp[-\sigma_\phi^2]$), ou $\lambda/6$ à 550 nm. Comme cette formule

n'est valable que pour les rapport de Strehl élevés, l'erreur de phase est probablement plus proche de 1,2 rad rms. La fréquence de coupure D/λ est de 12727 rad⁻¹ ou 222 cycles/degés (unité ophtalmologique).

Remarque 1 : la FEP du montage peut être vue comme la FEP de l'ensemble {montage + œil parfait (i.e. sans aberrations)}, en supposant que les propriétés du diffuseur sur lequel on forme l'étoile laser sont similaires à celles de la rétine.

Remarque 2 : cette FEP ne permet de déconvoluer que partiellement les images de rétine, puisqu'il manque le terme de FEP des aberrations résiduelles d'œil. Pour avoir accès à cette dernière fonction, il faut d'abord pouvoir venir former une source ponctuelle sur la rétine. Plusieurs idées peuvent être alors mises en œuvre : créer des franges d'interférence sur la rétine est un moyen possible, qui permettrait d'avoir accès à la LSF (fonction d'étalement de ligne). On peut également penser à utiliser des techniques de fluorescence pour amener de très petits capillaires à scintiller. Une dernière solution serait de corriger le front d'onde entrant dans l'œil, en plus du front d'onde émergent...

3. Fermeture de boucle sur un œil vivant

Les études précédentes (sur œil artificiel d'une part, et celle qui a mené à l'obtention de la FEP du montage optique seul d'autre part), ont démontré que les performances de l'OA sont suffisantes pour passer à l'étape suivante, à savoir la mise en place d'un œil vivant dans le montage. Je rappelle qu'une valeur de rapport de Strehl mesuré dans un œil emmétrope dilaté non corrigé est de l'ordre de 0,05 (cf. chapitre III, $S = \exp(-\sum(\text{coefficients de Zernike})^2)$).

Le protocole expérimental suivi est exposé dans le paragraphe 3.1. Dans un premier temps, on a rapidement vérifié que la boucle se fermait facilement sur un œil non dilaté (paragraphe 3.2). La fermeture de boucle sur des yeux dilatés nécessite que l'on s'y attarde davantage, au paragraphe 3.3.

3.1. Protocole expérimental

Ce paragraphe décrit le protocole expérimental devant conduire en définitive à l'obtention d'images de rétine. Pour certaines expériences particulières, des variantes

seront introduites, je les mentionnerai s'il y a lieu. L'utilité de cette description est avant tout d'aider l'expérimentateur nouveau à se constituer une sorte de « check-list ».

3.1.1. 1^{ère} étape : vérification des flux envoyés vers l'œil

Avant que le sujet ne place sa tête dans la mentonnière, l'expérimentateur mesure à l'aide d'un wattmètre étalonné en longueur d'onde le niveau de flux laser passant à travers un diaphragme de 7 mm de diamètre, positionné à la place de la pupille d'entrée de l'œil. Pour effectuer la même mesure en lumière verte (voie imagerie), on ouvre les diaphragmes maître et esclave (cf. chapitre IV, paragraphe 4.4.1), de sorte que l'émission est continue (le wattmètre étant un intégrateur de lumière, il ne peut pas fonctionner correctement si on procède sur un temps aussi bref que 7 ms). Lorsque les deux flux ont la valeur voulue (à savoir $1 \mu\text{W}$ pour le laser et $500 \mu\text{W}$ (pour commencer) en ce qui concerne le flash d'imagerie), on referme les diaphragmes, et on place une densité (en amont de l'œil) dans la voie analyse. Cela permet au sujet d'effectuer les réglages en position « grossiers » de l'étape 2 sans être trop ébloui.

3.1.2. 2^e étape : prise de l'empreinte dentaire

Le sujet s'installe sur un siège réglable en hauteur, de sorte que lorsque son dos est droit, le regard soit porté à la hauteur de l'axe optique du montage d'OA. Il place alors son front en contact avec la pièce en « V » de la mentonnière. Les réglages grossiers en translation sont utilisés pour centrer la tache laser sur la fovéa (l'œil étant encore non dilaté à ce stade, on peut raisonnablement supposer qu'il se forme une tache d'Airy symétrique de révolution sur la rétine lorsque la pupille d'œil est à peu près centrée). Une fois positionné convenablement et « confortablement », le sujet mord trois minutes dans le mélange {pâte+durcisseur} placé dans le porte-empreinte, sans bouger. Ce délai écoulé, l'empreinte est suffisamment formée pour terminée de durcir à l'air libre. Cette façon de procéder, où la forme est donnée à l'empreinte après que le sujet ait adopté une bonne position de travail (en terme de positionnement de l'optique de l'œil et d'ergonomie) prépare la suite de l'expérience. En effet, un sujet destiné à demeurer plusieurs minutes dans une position inconfortable (c'est le cas lorsque le sujet ne peut pas mordre à fond dans l'empreinte tout en regardant le laser) bougera davantage que s'il est « bien installé ».

3.1.3. 3^e étape : dilatation de l'œil

Après la prise d'empreinte, on instille une goutte de tropicamide dans l'œil du sujet. Le diamètre de l'iris doit se modifier en l'espace de quelques minutes. Si le mécanisme est trop lent, on instille une 2^e goutte, au risque de prolonger la mydriase du sujet pendant toute une demi-journée. La durée pendant laquelle l'œil reste en mydriase varie fortement d'un sujet à l'autre : on a constaté des écarts de 4h pour une même dose de produit. De même, le diamètre atteint par l'œil est variable. Les conjugaisons optiques nécessitent qu'il excède 7 mm ; une lucarne placée en aval a pour rôle de ne conserver que les 7 mm centraux du faisceau émergent.

3.1.4. 4^e étape : Réglages fins de mise en position

J'ai précisé au chapitre III la définition que j'adopte de l'emmétropie : elle implique l'étude d'yeux de sujets qui ne portent pas de verres correcteurs. Néanmoins, même de tels yeux peuvent présenter un léger défaut de focalisation (accentué encore en mydriase). Ainsi, un œil emmétrope présentant une tendance à la myopie est reconnaissable par le fait qu'il donne naissance à une image de SH où les spots ont tendance à « rentrer » vers le centre de l'image. La translation aisée de l'ensemble {AFO + lentille d'analyseur} le long de l'axe optique permet de compenser l'erreur de défocalisation au niveau du SH.

Le centrage de la pupille se fait de la manière suivante : le sujet vise la tache laser et translate sa tête à l'aide des réglages fins, pendant que l'expérimentateur repère la graduation pour laquelle la pupille du sujet commence à vignetter la tache par la droite (c'est le sujet qui donne l'alerte, mais le vignettage se manifeste aussi sur l'écran du PC, dans la fenêtre « configuration » du logiciel de commande, où les spots sont visualisés en « temps réel »). Le même procédé est répété vers la droite, vers le haut et vers le bas. La moyenne des graduations lues en droite/gauche et en haut/bas donne les « coordonnées » du centre de la pupille.

3.1.5. 5^e étape : fermeture de la boucle et éventuellement prise d'image

Une fois la mise en position terminée, on peut lancer le processus d'asservissement. La densité placée dans la voie analyse est enlevée, le sujet est invité à concentrer sa fixation sur un point de la mire située à l'infini. La Figure 52 représente une projection de la zone rétinienne autour de laquelle est formée l'étoile laser.

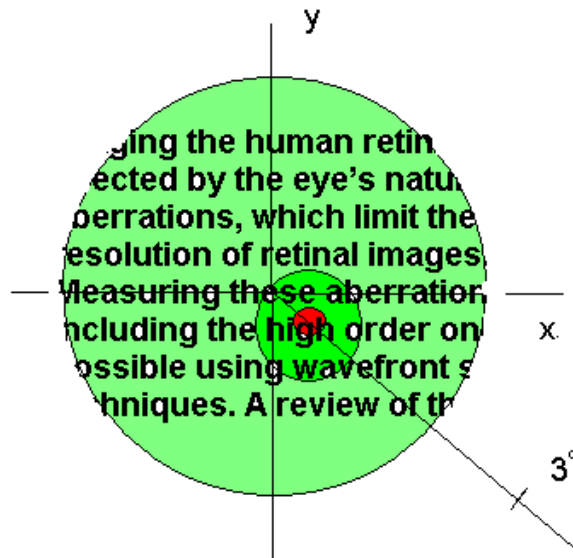


Figure 52 : projection de la rétine durant le processus d'acquisition d'image. L'axe des z est l'axe visuel, joignant point de fixation et fovéa. Le point rouge est l'étoile laser, le cercle vert vif entourant le spot laser représente l'image de la fibre optique. La cible est constituée du texte noire sur fond gris-vert. Dans ce cas de figure, le sujet fixe la 1^e lettre « e » du mot « these », l'excentricité est de 0,5°.

Remarque : lorsque le sujet fixe un point situé « à côté » de la tache laser, les optiques oculaires travaillent hors-axe. Les aberrations statiques augmentent, on voit d'ailleurs les spots s'étaler et occuper des positions plus excentrées au sein des sous-pupilles. Mais si on impose au sujet de regarder dans la direction de l'étoile laser, il perd sa capacité de concentration rapidement, et en particulier, ne maîtrise plus son accommodation. Dans ces considérations, on ne tient pas compte de l'existence de l'angle de 5° entre axe optique et axe visuel, qui peut dégrader également la qualité du front d'onde émergeant.

Suivant le gain choisi, la fermeture de boucle a lieu plus ou moins rapidement. A défaut égal, plus le gain est élevé, plus l'asservissement converge vite. La fréquence temporelle maximale que l'on peut corriger croît avec le gain. Cependant, comme on ignore le spectre temporel des fluctuations de l'œil, on ne peut pas prévoir *a priori* la valeur de gain à utiliser. Cette valeur va être fortement dépendante du sujet : pour améliorer la qualité optique d'un œil présentant essentiellement des aberrations statiques, le gain adapté sera plus faible que dans le cas d'un œil où les aberrations

statiques sont faibles et où les défauts dynamiques jouent un rôle non négligeables dans la dégradation du front d'onde émergeant. Pour un sujet donné, il faut donc effectuer plusieurs tentatives de fermeture de boucle, et repérer, pour le gain choisi, le délai mis par l'asservissement pour converger.

Une fois la valeur du délai bien établie, on peut relancer l'opération et déclencher caméra d'imagerie et diaphragmes associés au moment opportun afin d'acquérir une image. Le réglage en position de la caméra d'imagerie sera détaillé au paragraphe 3.5.1.

Remarque 1: une difficulté majeure lorsque l'on travaille sur un œil est l'acquisition d'images de fond et de champ-plat adéquates. Ce problème se pose à la fois dans la voie analyse (pour « seuiller » les images de SH, cf. paragraphe 4, chapitre III) et dans la voie imagerie, pour traiter les images de rétine.

Dans la pratique, pour ce qui est de la voie analyse, une image de fond est acquise en masquant le faisceau laser. Ainsi, l'ensemble des lumières parasites autour du montage sont éliminées. Par contre, la correction de champ-plat n'est pas prévue dans le programme de commande du MD.

Dans la voie imagerie, une image de fond est enregistrée en conservant clos le diaphragme « interne » de la caméra d'imagerie. Le champ-plat est obtenu en remplaçant l'œil par un milieu diffusant, éclairé uniformément. La soustraction du fond et la division par le champ plat ainsi acquis permettent de s'affranchir du courant d'obscurité et de la réponse inhomogène des pixels. Cependant, ni la réflexion sur la cornée, ni la lumière diffusée dans l'œil (entre pupille et rétine) ne sont éliminées en procédant comme décrit ci-dessus. Des images de fond convenables devraient permettre de soustraire ces deux perturbations.

Remarque 2 : que signifie « fermeture de boucle » dans le cadre d'un travail sur l'œil ? On peut considérer que plusieurs niveaux de correction peuvent être atteints sur un œil donné : dans le meilleur des cas, lorsque l'œil est en place et que l'asservissement est enclenché, les tensions appliquées sur chacune des treize électrodes convergent vers une valeur donnée, inférieure à 400 V en valeur absolue. Une fois ces valeurs atteintes, les tensions appliquées restent à peu près constantes (l'expression « à peu près » étant liée à la valeur de gain de boucle choisie et au niveau de bruit dans le système), durant un certain temps (dépendant également du gain sélectionné, du sujet...). Un cas de figure moins favorable est celui où la valeur « d'asymptote » pour l'une ou l'autre électrode excède les 400 V en valeur absolue. Cela signifie évidemment

que la course du MD n'est pas suffisante pour corriger les défauts présentés par les milieux traversés dans l'œil du sujet particulier. Plus les électrodes saturées sont nombreuses, plus le gain sur la qualité optique oculaire résultant de la correction est faible.

3.2. Etape intermédiaire : la fermeture de boucle sur œil non dilaté

Dans un premier temps, la boucle d'OA a été fermée sur un œil non dilaté ($\varnothing < 4$ mm). Les sous-pupilles externes de l'AFO sont invalidées (cf. chapitre III, paragraphe 3.2.2), pour adapter la matrice à la nouvelle taille de pupille, ce qui évite de modifier les optiques du montage. Ramenée dans le plan du MD, la pupille de l'œil présente un diamètre de 17 mm environ : seuls les actionneurs centraux ont une action sur la forme du front d'onde issu d'un tel œil. Disposant de moins de degrés de liberté, et de moins de points d'échantillonnage, il s'agit de restreindre artificiellement le nombre de modes de correction du front d'onde. Les modes exclus sont déterminés en procédant comme exposé au chapitre II : lors du calcul de la matrice d'interaction, les vecteurs propres possédant des valeurs propres trop faibles sont éliminés. Ils correspondent en effet aux modes auxquels le système est très peu sensible, et qui risquent d'entraîner une divergence de l'asservissement. Dans la pratique, on conserve environ 6 ou 7 modes (autant que d'électrodes utiles).

L'utilisation d'un œil non dilaté permet de ne prendre en compte que la partie centrale de la pupille, et donc de travailler avec un front d'onde moins aberrant que dans le cas d'un œil dilaté. Mais l'avantage trouvé par le sujet de se prêter à une expérience moins contraignante est également non négligeable.

Aucune image n'a été prise dans cette configuration, puisque la voie imagerie en amont de l'œil est dimensionnée pour envoyer ce qu'il faut de flux dans un œil dilaté à 7 mm (cf. chapitre IV). La diminution de moitié du diamètre pupillaire, fait chuter à la fois le nombre de photons entrant et sortant de l'œil d'un facteur 4, à l'effet rédhitoire sur le rapport S/B obtenu en fin de chaîne d'imagerie.

Cette étude n'a été réalisée que sur un seul œil emmétrope. La boucle est fermée sans qu'aucune électrode ne soit saturée, pour divers gains variant entre 0,05 et 1, à chaque fois que l'on lance l'asservissement. Même si le sujet se retire de l'empreinte dentaire, défait et recommence les réglages à dessein, on retrouve presque toujours au final, à 50 V près (sur les 800 applicables) les même tensions appliquées sur chaque électrode du MD. Ce résultat donne une indication sur l'amplitude de la variation des défauts dans l'œil : pour les conditions de travail rencontrées (fréquence

d'asservissement, œil en myosis, absence de point de fixation, etc...), les aberrations de l'œil étudié sont quasi-statiques. L'aisance avec laquelle l'asservissement converge sur cet œil non dilaté est de bonne augure pour le travail impliquant des yeux dilatés.

3.3. Fermeture de boucle sur œil dilaté

Ce paragraphe expose l'étude réalisée sur deux sujets emmétropes parmi les huit qui ont accepté de se soumettre au protocole décrit au paragraphe 3.1. Avant d'entrer dans les détails de cette étude, je tiens à présenter de manière générale les résultats obtenus sur les huit volontaires.

3.3.1. Discussion générale

La fermeture de boucle complète (sans aucune électrode saturée) est loin d'être systématique. Pour trois des huit yeux étudiés, l'asservissement converge, et la boucle reste fermée pendant plusieurs dizaines de secondes, sans qu'aucune électrode ne soit saturée (peu importe la valeur du gain choisie entre 0,05 et 0,5). Le point de fixation était choisi par le sujet une fois pour toutes, et pendant la durée de l'expérience, il s'efforçait de rester concentré sur la lettre sélectionnée (cf. Figure 52), de respirer calmement, et de ne pas cligner des yeux tant que cela ne s'avérait pas nécessaire. Pour deux sujets emmétropes, il a été impossible de fermer la boucle d'asservissement. L'allure des spots en boucle ouverte laissait prévoir des difficultés dès le début de l'expérience : l'un des sujets (GP) présentait un défaut local qui ne permettait pas de visualiser l'ensemble des spots, même lorsqu'on jouait sur la mise au point sur la caméra d'analyse en déplaçant l'AFO (cf. Figure 53). L'autre sujet ne souffrait pas du même problème et je n'ai pu que constater sans l'expliquer l'absence de convergence de l'asservissement.

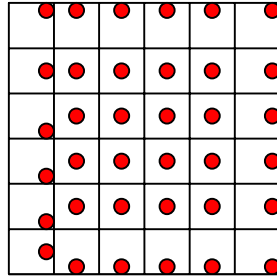


Figure 53 : représentation des spots sur la caméra pour le sujet GP en boucle ouverte. Les spots présents sur la colonne de sous-pupilles de gauche est un « défaut local » des optiques du sujet.

Enfin, pour ce qui est des trois sujets restant, une réduction de leurs aberrations (visible à l'allure des images de SH) a été obtenue. L'ensemble des électrodes ne demeurait pas pour autant continuellement hors du domaine de saturation. Pendant la durée de l'expérience, certaines électrodes (toujours les mêmes pour un sujet donné) étaient tantôt saturées, tantôt non.

Pour éclaircir ce comportement différent du mécanisme d'asservissement en fonction des sujets, j'ai choisi deux volontaires et réalisé l'étude suivante, annoncée en début de paragraphe.

3.3.2. Etude de l'asservissement en fonction de l'acuité visuelle de deux sujets

J'ai cherché à lier les difficultés rencontrées pour fermer la boucle d'OA sur certains yeux à une classification plus fine de l'emmétropie des individus. Les deux sujets (GP et VG) étudiés dans cette expérience sont âgés d'une trentaine d'années et emmétropes.

Leur acuité visuelle a été mesurée, de manière subjective, en les faisant lire une échelle Snellen d'acuité visuelle, dans les mêmes conditions d'éclairage, et pour le même diamètre pupillaire (≈ 7 mm). Pour les correspondances entre les échelles d'acuité française, graduée en dixièmes, l'échelle Snellen que j'ai utilisée pour cette expérience, et les valeurs correspondantes de fréquences spatiales en cycles/deg, je renvoie le lecteur au site internet : <http://www.snof.org/vue/acuite.html>. Le site propose une table de conversion simple à utiliser.

Les mesures ont été effectuées juste après que l'œil ait atteint la mydriase d'une part, et une heure et demi après, d'autre part. En effet, le collyre utilisé est partiellement

cyclopégique : après un certain temps, l'œil reste dilaté mais l'accommodation n'est plus paralysée. Les résultats sont présentés dans le Tableau 18.

	oeil non dilaté	oeil dilaté (1)	oeil dilaté (2)
GP, acuité visuelle	31.25	25.00	28.30
VG, acuité visuelle	35.71	31.25	35.71

(1) \approx 10 mn après l'instillation de tropicamide (2 gouttes).

(2) 1,5 h après l'instillation de tropicamide

Tableau 18 : mesures d'acuité visuelle (cycles/deg).

Bien que les deux sujets soient emmétropes, leurs acuités visuelles sont légèrement différentes. De plus, l'acuité est moins bonne lorsque l'accommodation est paralysée bien que le point de fixation soit suffisamment loin pour être considéré à l'infini (le sujet n'a théoriquement pas besoin d'accommoder pour voir correctement).

J'ai appliqué le protocole aux deux sujets. Le gain d'asservissement choisi était de 0,2. Cette valeur correspondait à une correction au mieux réalisée en l'espace de 1,5 s ou 15 trames environ, comme on peut le voir sur la Figure 54. Une méthode efficace permettant d'estimer la qualité de la correction est de tracer la variance (moyenne spatiale sur la pupille) des pentes à travers le temps. La matrice est composée de 6x6 sous-pupilles, on en invalide 4 dans les coins pour retranscrire le fait que la pupille est circulaire, et on ne considère que les pentes suivant la direction x (en faisant l'hypothèse que la pupille est isotrope). 32 valeurs de pentes entrent donc dans le calcul de cette variance. La Figure 54 représente les résultats, moyennés sur 3 enregistrements successifs obtenus dans les mêmes conditions, pour les sujets VG et GP.

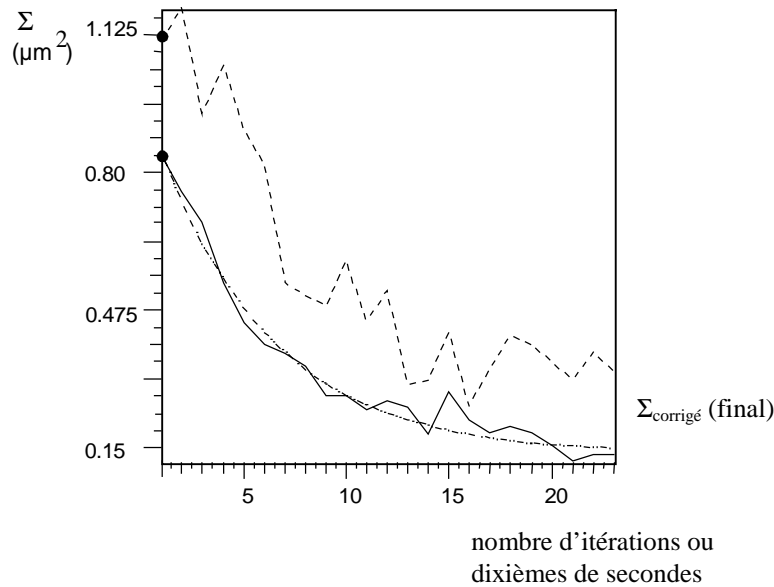


Figure 54 : variance Σ des pentes, en fonction du temps. Traits pleins : $\Sigma(\text{VG})$. Tirets : $\Sigma(\text{GP})$. Points-tirets : fit par la courbe : $y = 0,68 \exp(-x/5,5) + 0,16$. Les points sur l'axe des ordonnées matérialisent la valeur initiale ($\Sigma_{\text{non-corrigeé}}$) de Σ .

Ces courbes ont été obtenues 2 heures après l'instillation de tropicamide. C'est pourquoi, même si le sujet n'était pas supposé accommoder (le point de fixation est à l'infini), les fluctuations en accommodation n'étaient plus inhibées. La courbe en points-tirets représente la fonction exponentielle décroissante la mieux ajustée à la courbe en traits pleins. Elle caractérise la convergence de l'asservissement et sa largeur à $(1/e)$ correspond comme on l'attend à la valeur du gain sélectionné (i.e. $1/5,5 \approx 0,2$). Les tensions appliquées aux électrodes ont été enregistrées en permanence pour veiller à une éventuelle saturation.

J'appelle $\Sigma_{\text{non-corrigeé}}$ la valeur de la variance moyenne à la première itération de l'asservissement et $\Sigma_{\text{corrigeé}}$ la valeur atteinte lorsque la correction opère.

Pour ce qui est du sujet VG, on déduit rapidement que $\Sigma_{\text{corrigeé}}/\Sigma_{\text{non-corrigeé}} = 5,5$. Ce facteur décrit physiquement la réduction du diamètre du spot diagram lorsque la boucle est fermée (l'optimum étant la tache de diffraction quand les aberrations sont entièrement corrigées). Je ne présente pas la liste des tensions appliquées, mais lorsque l'on passe celles-ci en revue, on constate qu'une électrode sur 13 est de temps à autre en butée.

Pour ce qui est du sujet GP, même si le processus démontre un semblant de convergence, la qualité finale de la correction n'est pas aussi bonne que pour le sujet VG [$\Sigma(\text{VG})/\Sigma(\text{GP}) = 2$]. L'erreur de phase résiduelle n'est pas stable ; en fait, 3 électrodes sur 13 du MD saturaient pratiquement en permanence durant l'enregistrement.

La Figure 55 montre le pourcentage d'enregistrements (obtenus dans les mêmes conditions expérimentales, mais avec des gains de boucle différents) présentant une valeur donnée de $\Sigma_{\text{corrigé}}$.

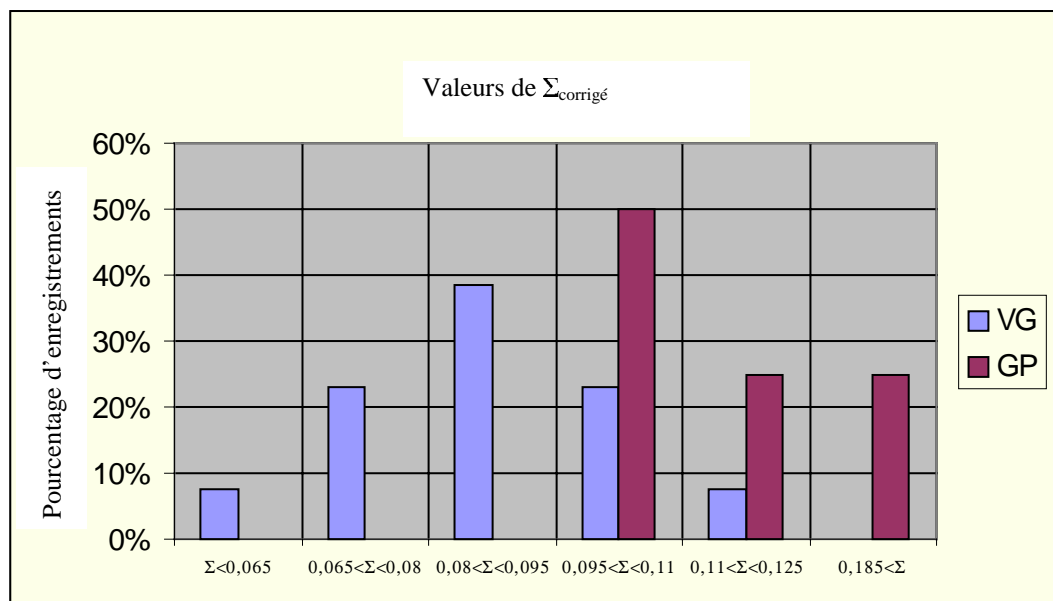


Figure 55 : pourcentage d'enregistrements pour le sujet VG (mauve ou gris pale) et GP (grenat ou gris foncé) en fonction de la valeur de $\Sigma_{\text{corrigé}}$.

On constate que la qualité de la correction adaptative est globalement meilleure pour le sujet VG que pour le sujet GP, ce qui est compatible avec les mesures d'acuité (cf. Tableau 18).

La Figure 56 représente Σ pour le sujet VG, juste après l'instillation de tropicamide (accommodation paralysée).

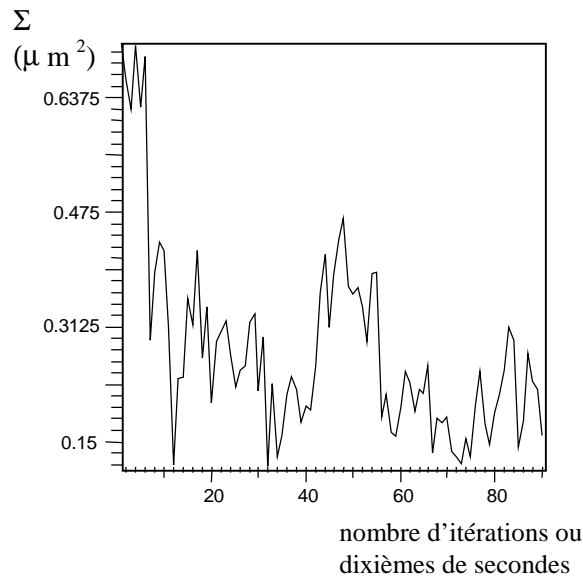


Figure 56 : variance Σ des pentes en fonction du temps, pour l'œil droit du sujet VG, accommodation inhibée.

Ce graphe corrobore les indications portées dans le Tableau 18 au sujet des mesures d'acuité. On vérifie que la qualité de correction est moins bonne qu'à la Figure 54. Le même phénomène a été observé sur les 7 autres sujets. Une explication pourrait être la suivante : lorsque l'accommodation est inhibée, le cristallin s'immobilise dans une position qui dégrade la qualité optique de l'œil et excède les capacités de correction du MD.

En conclusion, ces résultats montrent que même les yeux emmétropes, une fois dilatés, peuvent présenter des aberrations qui rendent la correction par OA impossible avec une amplitude de correction de +/- 2 μm . Parmi 8 sujets, une correction complète n'a régulièrement pas pu être réalisée sur 5 d'entre eux, dont l'acuité visuelle mesurée œil non dilaté était certes excellente, mais néanmoins légèrement inférieure à celle des 3 autres. Cette variabilité des yeux emmétropes pour ce qui est des aberrations d'ordre supérieur a déjà été relevée par Hofer et al (2001) et est clairement confirmée ici. Reste à corréliser ce facteur à la course requise du MD pour garantir une correction complète, si cela est possible.

3.4. Prise d'une image de rétine

Comme on n'a aucune garantie que l'œil demeure suffisamment stable, même si le sujet s'efforce de rester concentré sur son point de fixation, j'ai examiné s'il existait un instant privilégié pour prendre une image. La Figure 57 montre l'un des 7 enregistrements, effectués sur deux sujets différents et durant 50 s, des pentes résiduelles ($\Sigma_{\text{corrigé}}$), alors que le sujet est encouragé à fixer un point précis du texte.

Le fait de cligner de l'œil de temps en temps n'ouvre pas la boucle et apparaît même essentiel pour assurer une hydratation efficace de la cornée. La Figure 57 est assez représentative de ce qu'on observe sur les trois enregistrements du sujet EG, à savoir une qualité de correction à peu près constante. L'inflexion autour de 300 itérations (30 s) correspond peut-être au temps mis par le sujet pour stabiliser sa vision, se détendre. Aucune courbe ne présente un plateau suffisamment clair pour faire ressortir un instant idéal pour l'acquisition d'images.

Il me semble intéressant de recommencer ce travail, de manière concomitante à l'enregistrement d'un Electrooculogramme : l'Electrooculographe est un appareil qui permet d'enregistrer les saccades oculaires grâce à l'apposition d'électrodes au niveau des tempes et/ou du globe oculaire. Un tel dispositif pourrait peut-être apporter un contrôle plus précis des opérations, en permettant l'expérimentateur de lier mouvements de l'œil à qualité de la correction.

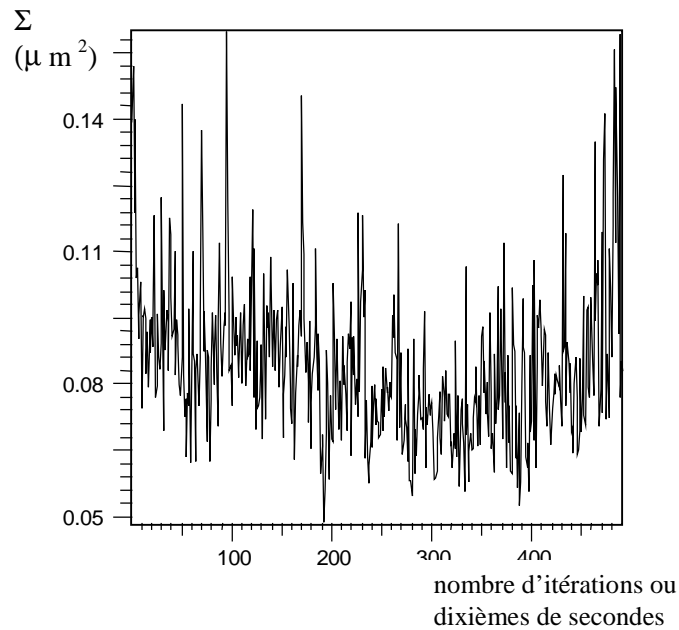


Figure 57 : variance Σ des pentes en fonction du temps, après asservissement, pour l'œil droit du sujet EG, accommodation non inhibée.

Remarque : Il peut arriver, lorsque on demande au sujet de laisser son œil plusieurs dizaines de secondes en place dans le montage, que certaines électrodes non saturées le deviennent, puis repassent à un état de non-saturation. Dans le cas où l'accommodation du sujet est paralysée, ce phénomène peut s'expliquer par la difficulté rencontrée par celui-ci à concentrer sa fixation sur la mire (à force d'être ébloui par le spot laser, l'œil dévierait plus facilement et plus amplement du stimulus proposé). Une expérience a été réalisée, illustrant ce propos : Le sujet emmétrope est mis en place, et soumis au protocole expérimental ci-dessus. Lorsque l'asservissement est lancé, le sujet est invité à choisir diverses lettres de la mire tour à tour comme autant de points de fixation. Chaque lettre est regardée une vingtaine de secondes. On a alors constaté que, toutes choses égales par ailleurs, suivant la lettre choisie, l'asservissement converge ou non. La tendance générale étant que plus la lettre est loin du spot laser, plus on observe d'électrodes en butée. Cependant, lorsque le sujet revient à un point de fixation voisin du spot laser, les tensions appliquées sur les électrodes retrouvent au bout d'un moment des valeurs raisonnables, comme si aucun écart n'avait eu lieu (cf. Figure 58).

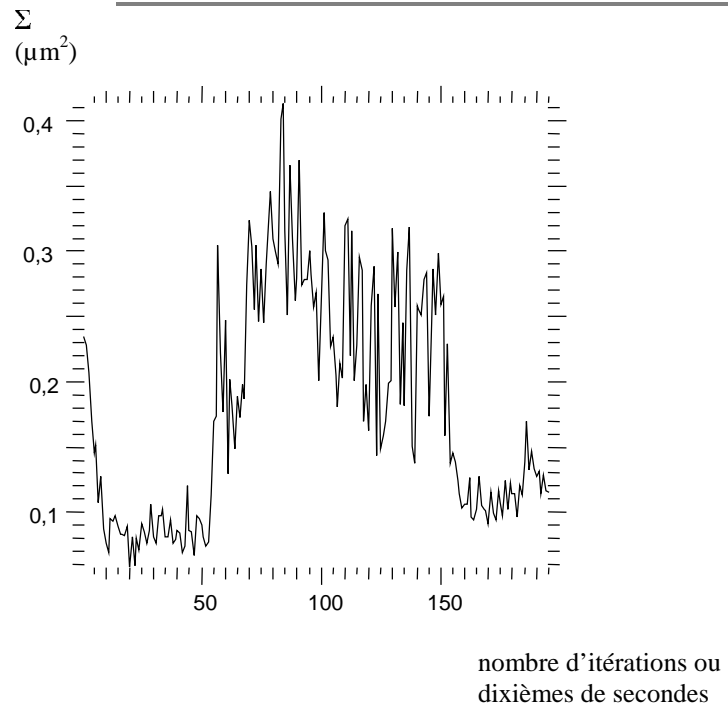


Figure 58 : variance Σ des pentes pour le sujet EG, après asservissement. On distingue trois zones sur cette courbe : la première et la dernière correspondent à la fixation de la même lettre de la mire, proche du centre. La zone intermédiaire est relative à un point de visée plus éloigné.

3.5. Images obtenues

Parmi les trois sujets sur les yeux desquels la boucle se ferme correctement, l'un d'entre eux a été soumis au protocole, et des images de rétine corrigées (excentrées de $1,5^\circ$ par rapport à l'axe de visée) ont été acquises.

3.5.1. Procédure d'imagerie

Pour déterminer la position axiale de la caméra d'imagerie correspondant à une mise au point correcte dans la rétine, point n'est besoin de placer un œil dans le montage. La boucle d'OA est d'abord fermée sur un point source (à 550 nm) formé à l'infini, puis, la caméra (fixée sur une platine micrométrique motorisée) est placée à l'endroit où l'image de la source ponctuelle est la plus nette. La couche de rétine située à l'infini (après correction adaptative) pour le montage est également vue nette par la caméra d'imagerie. On suppose alors que, pour un sujet visant une cible à l'infini, cette couche occupe une position axiale telle qu'elle contient des photorécepteurs. Dans la

pratique, il est toujours possible de retoucher finement à la position de la caméra imagerie (autour de cette position centrale déterminée à l'aide d'un point source) pour améliorer la conjugaison entre une couche contenant des photorécepteurs et la surface sensible du CCD.

Le fait que la cible soit un texte (cf. Figure 52) permet au sujet de concentrer sa fixation sur une des lettres au choix (on a cependant vu au paragraphe 3.3.2 que la sélection d'une lettre trop lointaine de l'axe optique matérialisé pour le sujet par le spot laser, entraînait une correction adaptative moins efficace). Il s'agit de trouver un compromis entre le confort oculaire du sujet et la qualité de la correction. Les deux images suivantes (Figure 59 et Figure 60) ont ainsi été obtenues en plaçant la caméra d'imagerie au meilleur foyer avec et sans OA.

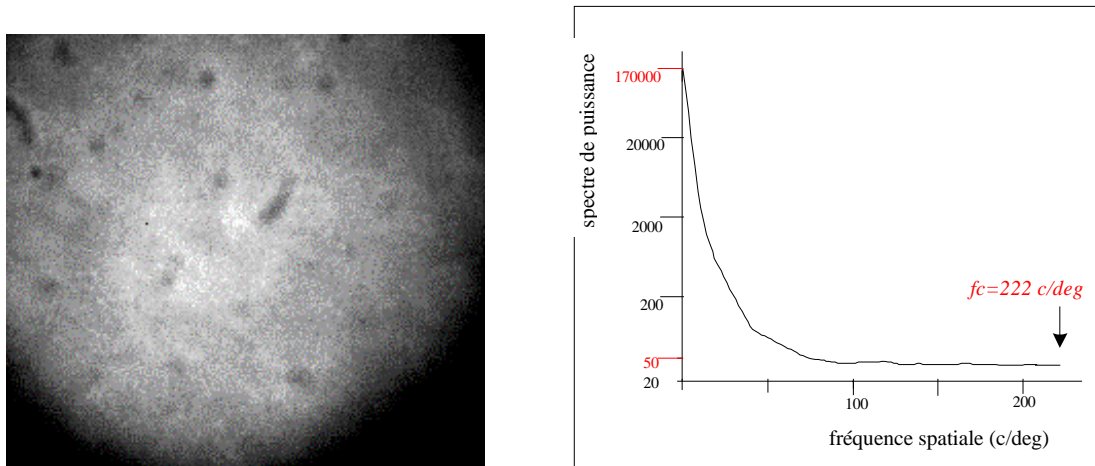


Figure 59 : (gauche) Image d'un champ de $\approx 1^\circ$ ou $300 \times 300 \mu\text{m}$ sur la rétine (excentricité = $1,5^\circ$) sans OA, sujet VG. Les taches non circulaires sont des grains de poussière sur la surface du CCD. (droite) Moyenne circulaire lissée du spectre de puissance correspondant.

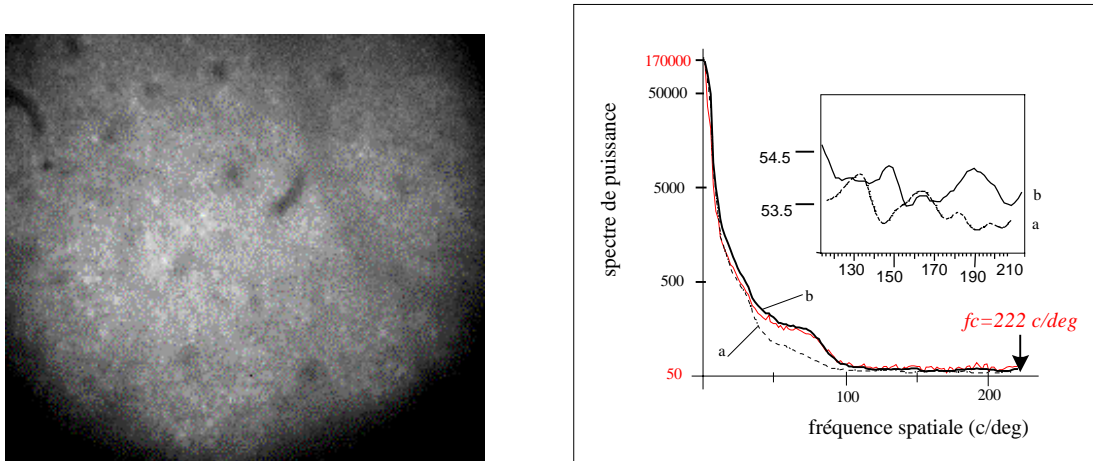


Figure 60 : (gauche) Image d'un champ de $\approx 1^\circ$ ou $300 \times 300 \mu\text{m}$ sur la rétine (excentricité = $1,5^\circ$) avec OA, sujet VG. Les taches non circulaires sont des grains de poussière sur la surface du CCD. (droite) moyenne circulaire du spectre de puissance : (traits fins ou rouges) spectre de puissance brut ; (traits épais ou noirs) spectre lissé ; (points tirets) spectre sans OA, pour comparaison

Sur l'image corrigée, on voit nettement un pavage « hexagonal » de cellules : les photorécepteurs rétiniens. Cette image est le fruit d'une pose unique de 7 ms sur la caméra. Elle est à comparer avec celles obtenues par Roorda (2000) et Liang et al. (1997). Le diamètre des cellules est d'environ 4 à 5 μm sur la rétine et $\approx 2,5$ fois supérieur à celui du grain de speckle. Les taches noires sont des poussières situées sur la vitre de protection du CCD. On devine également un capillaire dont il est difficile d'estimer le diamètre (en haut à droite de l'image) puisqu'il est situé dans un plan différent de la couche imagée. La dimension des structures présentes sur l'image (absence de très hautes fréquences spatiales) laisse penser que l'on peut se permettre de binner les pixels de la caméra 2 par 2. Ce qui doit apporter un gain d'un facteur 2 en rapport S/B.

Le spectre de puissance figure à côté de l'image de rétine à laquelle il se rapporte. On rappelle que la limite de diffraction ($\lambda/D = 7,85 \cdot 10^{-4}$ rad) pour une pupille de 7 mm à 550 nm est de 222 cycles/deg.

Sur la Figure 60, on observe que la correction conduit à un gain significatif au-dessus de 35 cycles/deg, atteignant un facteur 2 à 70 cycles/deg, et correspondant à une amélioration de la résolution évidente lorsqu'on regarde les images. Ces résultats confirment ceux de Hofer et al. (2001). 70 cycles/deg est la fréquence spatiale des cônes

(soit une distance inter-cône de $4,25 \mu\text{m}$ à $1,5^\circ$ d'excentricité). Cette valeur de séparation entre les cellules est calculée en adoptant une focale équivalente à 17 mm pour l'œil. Elle est cohérente avec les résultats donnés par la courbe de Hirsh et al. (1989) reproduite ci-dessous (Figure 61), d'autant plus que la focale de l'œil n'est pas une valeur certaine.

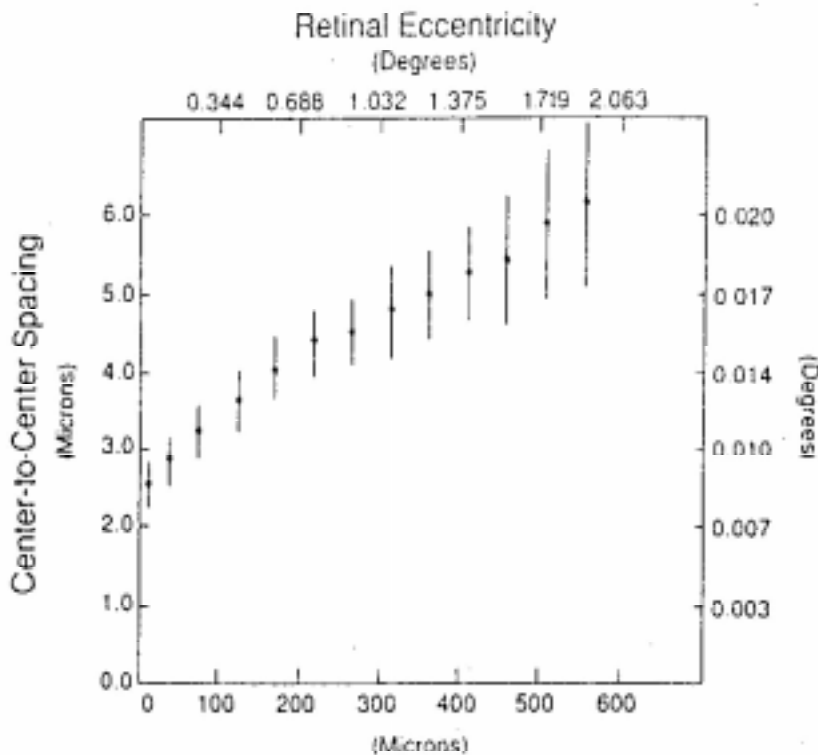


Figure 61 : distance moyenne entre les centres de deux cônes voisins en fonction de l'excentricité rétinienne. Tiré de Hirsch et al. (1989).

Si on se base sur la FTM corrigée du système seul (cf. Figure 51), les pics que l'on devine (ils sortent à peine du bruit) autour de 150 et 190 cycles/deg peuvent être réels. Les fréquences spatiales correspondantes sont en effet inférieures à la fréquence de coupure du système corrigé. Néanmoins, il manque la FTM corrigée de l'œil de VG pour discriminer les informations venant du spectre de puissance de l'objet « rétine » de celles résultant des performances limitées du MD. Ainsi, même si ces pics sont vrais, aucune information n'est à déduire de leur intensité tant que l'on n'a pas accès à cette

FTM manquante. Une simulation simple montre que la transformation de Fourier d'un pavage de pics de Dirac espacés de 4,25 μm (soit environ une période de 6 pixels sur le CCD) fait apparaître des pics à 74 et 148 cycles/deg. Le fait que le deuxième harmonique soit peu intense sur la densité de puissance (Figure 60) résulte aussi de la convolution des pics de Dirac par la fonction de répartition d'intensité du photorécepteur individuel (que l'on ignore également, mais que l'on peut probablement approcher par un disque uniforme dans un premier temps, sans rendre compte de l'effet Stiles-Crawford (cf. chapitre I), etc...). L'origine de la bosse à 190 cycles/deg reste pour l'instant inexpliquée.

3.5.2. Contraste et rapport signal à bruit sur les images

Ces quantités sont estimées dans une zone où les photorécepteurs sont bien visibles, par exemple dans la zone centrale de l'image. Elles sont définies de la manière suivante :

$$\text{Contraste} = \frac{A_{\max}}{\Phi}$$

où A_{\max} est l'amplitude crête à crête des fluctuations de signal dans la zone choisie et Φ la valeur moyenne du signal dans la même zone.

$$\frac{S}{B} = \frac{A_{\max}}{\sqrt{(\Phi + \sigma_l^2)}}$$

où σ_l est le bruit de lecture de la caméra.

	Sans OA	Avec OA
Contraste	0.25	0.32
S/B	5.3	6

Tableau 19 : mesures de contraste et de rapport S/B sur les images de rétine avec et sans OA.

La valeur de rapport S/B est meilleure que celle que l'on escomptait au chapitre IV. Cela est dû au fait que le contraste des photorécepteurs est supérieur à celui des vaisseaux (mesuré au chapitre IV, paragraphe 2.1). Le gain en contraste est de 1,3, ce qui peut sembler faible. Il faut savoir que si les images avec OA semblent néanmoins bien meilleures que celles sans OA, cela est dû au fait que la spécialité du système

visuel humain est la détection de contours , et non pas d'estimer le gain en contraste (cela est lié au fait que l'œil est un intégrateur logarithmique).

3.6. Conclusion

Ces études montrent que le système d'OA que j'ai développé peut améliorer la qualité de l'image rétinienne d'un œil emmétrope dilaté. La qualité de la correction finale varie fortement parmi les 8 sujets étudiés : les aberrations de 3 d'entre eux ont été complètement corrigées, menant à une variance résiduelle des pentes de l'ordre de $0,1 \mu\text{m}^2$. Des mesures d'acuité visuelle ont démontré que la qualité optique des yeux de ces trois sujets est légèrement meilleure que celle des autres. Cependant, ce seul critère ne permet pas pour l'instant de prévoir par avance la qualité finale de correction, qui dépend certainement de phénomènes non paramétrables tels que la capacité de fixation du sujet, la qualité du film lacrymal etc... La FEP du système a été déterminée, procurant la limite supérieure de la qualité optique qui peut être attendue lorsqu'on image un objet avec le système conçu.. Le rapport de Strehl déduit est de 0,35. Cette valeur est suffisante pour doubler les valeurs du spectre de puissance des photorécepteurs lorsqu'on image un champ de 1° , ouvrant ainsi la porte aux premières études physiologiques. Les développements matériel et les études à venir sont détaillés dans le chapitre de conclusion et perspectives.

4. Spectres sur un œil

Je présente dans ce paragraphe une première étude brève de la qualité de la correction en terme de fréquences temporelles. Les premiers résultats obtenus sur l'œil du sujet VG ont attiré mon attention et conduit à reconduire la même étude sur une source ponctuelle fixe à l'infini : les spectres temporels obtenus expérimentalement n'ont pas l'allure à laquelle on s'attend.

Je rappelle que le programme de commande du MD autorise la sauvegarde des pentes sur chaque sous-pupille « en temps réel ». On obtient alors une matrice de pentes. Le système ne disposant que de 12 degrés de liberté (le filtrage du piston réduit les 13 modes propres du système à 12), il est impossible de discerner une action correctrice en examinant chacune des 64 pentes l'une après l'autre. L'action du miroir bimorphe est globale sur la pupille, et un bon moyen de l'étudier est de travailler avec

des outils qui sont proches des modes propres du système, comme c'est le cas des premiers polynômes de Zernike.

La matrice de pentes, multipliée par une matrice de passage {pentes→Zernike}, qui ne dépend que de la géométrie de l'AFO, donne la valeur des 35 premiers coefficients de Zernike, à chaque itération de la boucle. L'enregistrement de la valeur des pentes permet donc d'obtenir la valeur des premiers coefficients de Zernike pendant la durée de l'expérience. L'étude temporelle de la correction est réalisée en comparant les spectres temporels des premiers coefficients de Zernike en boucle ouverte, et pour différents gains de boucle.

4.1. Processus expérimental

Le sujet VG a été soumis au protocole, à ceci près qu'on n'a pas cherché à faire d'images. 12 enregistrements de pentes ont été effectués, chacun d'une durée d'une minute environ, avec 3 gains différents : 0 (BO), 0,1 et 1.

Pour chaque enregistrement, les valeurs à travers le temps des 35 premiers coefficients de Zernike ont été dérivées. Les spectres temporels correspondants ont été tracés. La fréquence de rafraîchissement du MD étant de 10 Hz, la fréquence de Shannon vaut 5 Hz.

J'ai déjà mentionné plusieurs fois que le basculement n'existe pas dans l'œil : de par sa conception, les faisceaux sortent de l'œil avec la même orientation que celle qu'ils présentaient en y pénétrant. On s'attend donc à ce que le spectre du tilt ne soit que du bruit (bruit de la caméra, fluctuations d'intensité de la source etc...) supposé blanc. De même les spectres des autres coefficients de Zernike doivent contenir de moins en moins d'informations à partir d'un certain ordre, jusqu'à n'être plus que du bruit. En effet, si les premiers polynômes de Zernike ressemblent fort aux premiers modes propres du système, ils sont corrigés préférentiellement. Les capacités de correction résiduelles du système se répartissent entre les polynômes d'ordre supérieur. Pour des polynômes d'ordre élevés, correspondant à des fronts d'onde présentant des déformations à hautes fréquences spatiales, les capacités de correction du miroir se révèlent nulles.

4.2. Résultats obtenus

Dans la pratique, on observe un comportement du système différent de celui auquel on s'attendait. Si effectivement l'effet de la correction ne se fait plus sentir à partir du 15^e polynôme de Zernike (le spectre temporel est identique en BO et en BF, et

ne correspond en fait plus qu'au le bruit du système), le spectre du coefficient de tilt B_1 n'est absolument pas plat (cf. Figure 62).

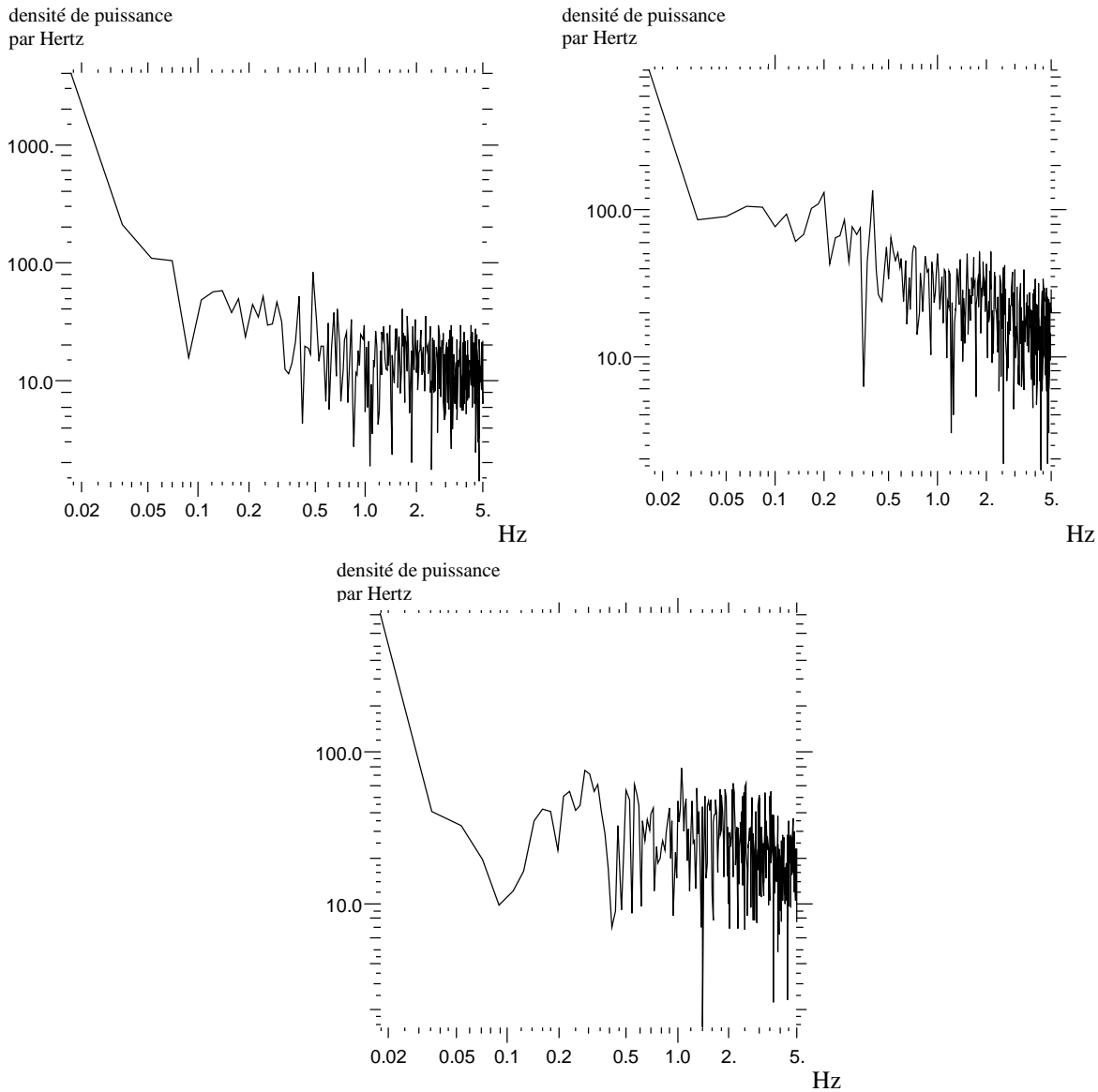


Figure 62 : spectres temporels du coefficient de Zernike de tilt B_1 , sujet VG œil droit. (haut gauche) : spectre en boucle ouverte ; (haut droite) : spectre en boucle fermée, gain = 0,1 ; (bas) : spectre en boucle fermée, gain = 1.

Une mesure de la pente du spectre de tilt en BO montre qu'il décroît en $1/f$. Avec un gain de boucle de 1, le spectre est à peu près plat, comme si cet effet de décroissance

était corrigé ; par contre, la correction est moins bonne avec le gain de 0,1. Les autres spectres en BO, jusqu'au 15^e polynôme présentent également des pentes en $1/f$.

Pour tenter de trouver une explication à cette décroissance du spectre de tilt, j'ai tracé les spectres en BO relatifs à un point objet fixe, situé à l'infini : un spot laser est formé sur un diffuseur situé à environ 3 m du banc optique. La boucle d'OA est fermée sur cette étoile laser, non ponctuelle. Dans ce cas particulier, la valeur du coefficient de tilt n'est plus forcément nulle, mais on s'attend à ce qu'elle soit constante au bruit près, tout comme l'ensemble des autres aberrations représentées par les 35 premiers polynômes de Zernike. On suppose qu'aucun phénomène turbulent n'a lieu dans le laboratoire, en particulier le long des 3 m qui séparent l'étoile laser et le banc optique.

Dans ce cadre, les spectres correspondants à tous ces coefficients devraient théoriquement se réduire à du bruit blanc. La Figure 63 représentant le spectre du coefficient de tilt A_1 dé trompe pourtant ces prévisions.

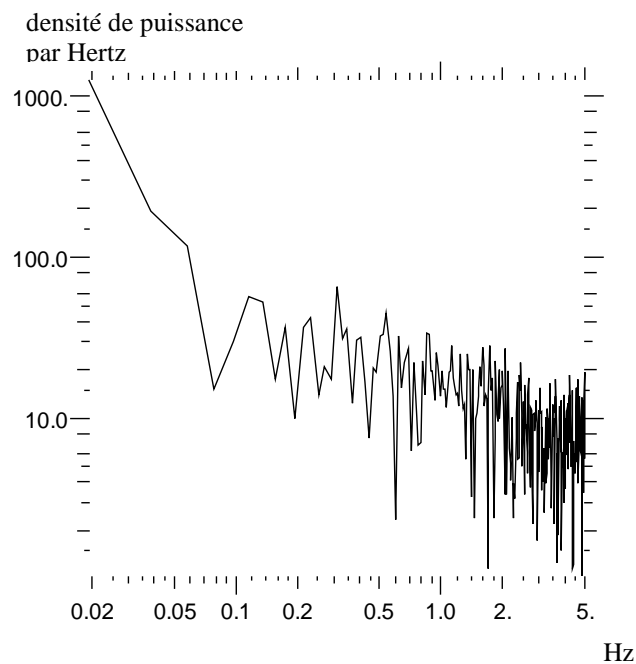


Figure 63 : spectre du coefficient de basculement A_1 calculé sur un spot laser formé sur un milieu diffusant situé à 3 m du montage optique.

On observe également une décroissance en $1/f$. En fait, l'ensemble des spectres issus des mesures sur le spot laser présente cette même pente. Si on « corrige » les spectres oculaires obtenus sur le sujet VG de cette décroissance en $1/f$, qui n'est visiblement pas imputable à l'œil lui-même, on obtient des spectres plats. Ce point laisse penser qu'à de basses fréquences temporelles (entre 0,1 et 5 Hz, voire au-delà

puisque les fréquences supérieures se replient moyennant une atténuation), rien ne bouge dans l'œil. Ces premiers résultats devront être confirmés par des études ultérieures, impliquant de déterminer la provenance de la décroissance en $1/f$ et de supprimer cette dernière si possible. Une première hypothèse relative à l'origine de ce phénomène est la suivante : des oscillations mécaniques du marbre qui supporte le montage optique et diverses lourdes alimentations électroniques pourraient être fautives. Le laser est fixé de façon probablement trop instable au banc. De plus, comme il a déjà une vingtaine d'années (cf. chapitre III), il est possible que l'intensité délivrée fluctue. La répartition d'intensité dans le spot laser formé tantôt sur le diffuseur fixe, tantôt au fond de l'œil, et qui résulte d'un filtrage spatial précis, n'est peut-être pas constante dans le temps. Ce qui induirait alors des fluctuations temporelles de la position des barycentres au foyer des sous-pupilles. Ces fluctuations pourraient se traduire par une dégradation des spectres.

J'ai testé rapidement cette idée qui veut que l'origine de la pente en $1/f$ soit à rechercher auprès du laser. Ce dernier a été remplacé par une fibre optique, placée à 3 m du montage (diamètre : 200 μm), dans laquelle on est venu injecter la lumière d'une source halogène, filtrée par un filtre interférentiel de largeur 10 μm , autour de 633 nm. Le spectre du coefficient de tilt A_1 déduit se trouve à la Figure 64.

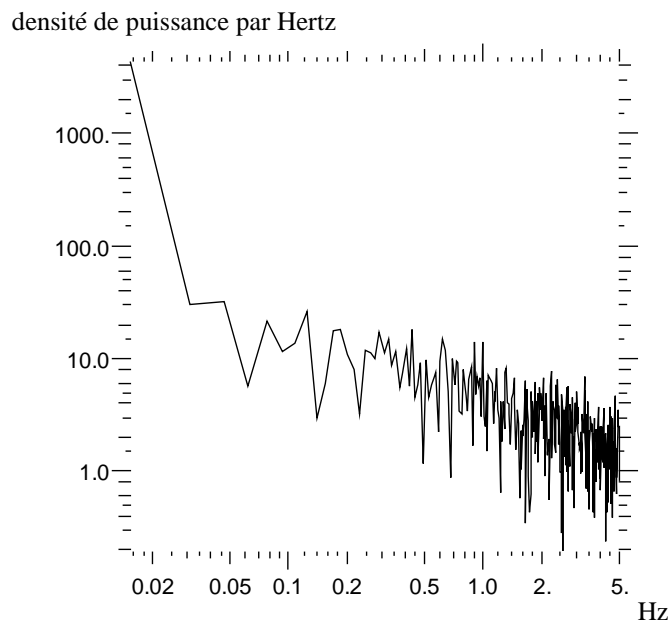


Figure 64 : spectre du coefficient de tilt A_1 obtenu pour une source ponctuelle incohérente.

S'il est globalement plus plat que celui obtenu avec le laser, le spectre n'est pas encore idéal. Si l'on ne tient pas encore l'explication aux fluctuations temporelles du

coefficient de basculement, le fait que le spectre relatif à une fibre optique soit plus plat va dans la direction d'un changement de source de référence pour la voie analyse. Une DEL, à une longueur d'onde infra-rouge, fixée convenablement au marbre devrait constituer une remplaçante peu onéreuse et facile à mettre en œuvre au laser...

Une seconde hypothèse pourrait être la suivante : la pente en $1/f$ est en fait proche d'une pente en $f^{2/3}$, caractéristique de la présence de turbulence atmosphérique dans l'environnement de l'expérience. La bande passante du système d'Optique Adaptative ne permet pas d'en corriger les effets. Le fait qu'un sujet vivant, qui respire (!), se trouve à proximité des optiques est probablement également générateur d'un type de turbulence.

Dans ce paragraphe 4 figurent les balbutiements d'une étude temporelle de la phase avant et après correction. En particulier, l'examen de l'allure du spectre du coefficient de Zernike de basculement sur un œil dilaté a permis d'attirer mon attention sur l'existence d'une décroissance anormale (en $1/f$) des spectres en boucle ouverte. Cette décroissance affecte également les spectres en boucle ouverte de l'ensemble des coefficients de Zernike significatifs (\approx jusqu'à Z_{15}) tracés en remplaçant l'œil par une étoile laser (spot non ponctuel formé sur un diffuseur situé à 3 m du banc optique). Le remplacement de cette étoile laser par une tête de fibre optique, constituant un objet de référence moins étendu et incohérent améliore considérablement la « planéité » des spectres. Avant de reprendre les études ophtalmologiques, il s'agira donc de changer de source d'analyse. D'autres modifications matérielles sont d'ailleurs prévues dans un futur proche. Celles-ci, ainsi que les expériences à venir sont décrites dans le chapitre de « conclusion et perspectives ».

Références

Hirsch, J. and Curcio, C. A., The spatial resolution capacity of human foveal retina, *Vision Res.* 29 (1989), 1095-1101

Hofer H., Chen L., Yoon G.Y., Singer B., Yamauchi Y., Williams D.R., Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations, *Opt. Expr.* 8 (2001) 631-643

Liang J., Williams D.R. and Miller D.T., Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics, *J. Opt. Soc. Am. A*, 14 (1997), 2884-2892

Chapitre V : résultats expérimentaux

Roorda A., Adaptive Optics Ophthalmoscopy, Journal of Refr. Surgery, 16 (2000), 602-607

**CONCLUSION ET
PERSPECTIVES**

J'ai réalisé au cours de cette thèse un montage permettant l'obtention d'images à haute-résolution de la rétine d'yeux emmétropes. Il consiste en une caméra de fond d'œil dans laquelle opère une Optique Adaptative, c'est à dire un système asservi autorisant la correction « en temps réel » des déformations des fronts d'onde émergents de l'œil. En effet, même lorsque les yeux étudiés sont de bonne qualité optique, différents phénomènes viennent dégrader la qualité des images de rétine, empêchant l'ophtalmologiste de visualiser certaines structures fines. Parmi ceux-ci, on note en particulier les fluctuations rapides du processus d'accommodation, qui engendrent des variations du plan de mise au point dans la rétine. Dans les paragraphes qui suivent, je résume la stratégie suivie pour réaliser le montage d'Optique Adaptative ophtalmologique ainsi que les résultats obtenus. Je discute ensuite des améliorations à apporter au système, pour obtenir une meilleure correction des aberrations d'œil. Elles passent par l'étude temporelle précise des fluctuations des défauts oculaires ainsi que par l'accroissement du nombre de degrés de liberté du miroir déformable.

Montage réalisé et résultats obtenus

La conception du système a nécessité une étude des aberrations engendrées dans les yeux emmétropes, ainsi que l'étalonnage du matériel imposé au début du projet. La

définition adoptée pour le terme « emmétrope » (à savoir absence de port de verres correcteurs) permet de conserver une marge de manœuvre importante dans le choix des sujets, comme démontré au chapitre III. Une fois la valeur moyenne des défauts du front d'onde émergeant (ainsi que d'autres caractéristiques) établie, un système de mesure et de correction, adapté au signal issu de l'œil et utilisant le matériel disponible, a été construit. Ses performances ont été testées, pour une part quantitativement. Les résultats encourageants ont incité à concevoir sans délai la partie du système autorisant l'enregistrement d'images de rétine. Elle comprend une branche d'acquisition, en aval de l'œil, ainsi qu'un dispositif d'éclairement de la rétine. Une étude photométrique détaillée a été menée, pour veiller à perdre le moins de photons possible entre la source d'illumination et la caméra d'imagerie sensible. La source d'illumination retenue est une lampe à arc au mercure 100 W. Le paramètre essentiel ayant conduit au choix de cette lampe est sa luminance (et non pas sa puissance). Les performances de la voie imagerie (en particulier, le rapport S/B obtenu sur les images de rétine) sont limitées par la sécurité oculaire du sujet. Se placer un facteur ≈ 7 sous le flux limite imposé par les normes de sécurité mène à un rapport S/B de 6 environ dans les zones d'image comprenant des photorécepteurs (contraste de ces cellules : $\approx 0,3$).

Au total, huit sujets ayant une bonne vision (donc *a priori* des yeux de bonne qualité optique) ont été étudiés. La convergence et le maintien en boucle fermée sans saturation de l'asservissement ont été obtenus sur trois sujets uniquement. Une unique image de rétine de l'œil droit de l'un d'entre eux a été enregistrée. Le gain en modulation mesuré sur les FTM des images de rétine avec et sans OA est d'un facteur ≈ 2 dans la zone de fréquences spatiales des photorécepteurs (60 à 90 c/deg).

L'existence d'informations à des fréquences spatiales supérieures à 90 c/deg dans la rétine reste à confirmer. Cette étude est rendue difficile d'une part par la dispersion importante des aberrations à corriger au sein même d'une population emmétrope (Marcos et al., 2001). D'autre part, on ne dispose pas de la FEP corrigée par OA de l'œil seul. Cette FEP pourrait être obtenue en formant une source ponctuelle dans la rétine. La création d'une source ponctuelle nécessite le « contournement des aberrations » sur le trajet aller vers la rétine, soit en les corrigeant au préalable, soit en supprimant ce trajet aller (à l'aide de la technique de fluorescence par exemple, en espérant que les capillaires luminescents soient suffisamment petits).

Les premiers résultats obtenus au cours de cette thèse confirment néanmoins l'adéquation de l'Optique Adaptative pour l'imagerie rétinienne. Les études que je me propose de mener dans la suite du projet et qui sont décrites aux paragraphes suivants doivent démontrer que cette technique d'origine astronomique est en fait incontournable.

Perspectives

1. Les aberrations d'oeil

Je rappelle que c'est la similitude de certains facteurs de déformation des fronts d'onde lors de la propagation dans les milieux oculaires et dans l'atmosphère, ainsi que la valeur du gain en résolution souhaité par les ophtalmologistes, qui ont conduit à l'idée d'utiliser l'OA pour améliorer la qualité des images de fond d'oeil. Cependant, contrairement à la propagation à travers l'atmosphère, la propagation dans les milieux oculaires n'a pas été mise en équation pour l'instant. L'établissement de la fonction de structure d'un oeil, régissant les variations de la phase de l'onde dans la pupille de sortie, nécessite des études statistiques. Un tel travail a été amorcé (cf. chapitre V, paragraphe 4). Les enregistrements sur un sujet emmétrope permettent de se faire une première idée sur la question. La situation est résumée à la Figure 65.

Spectre des fluctuations de l'oeil

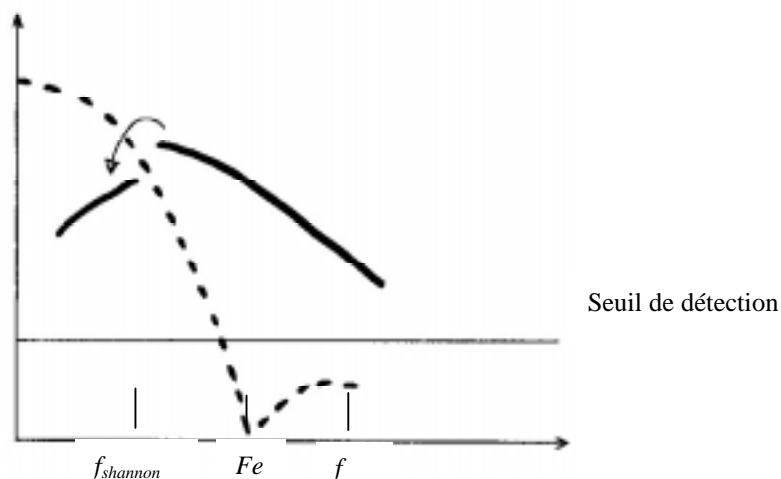


Figure 65 : repliement du spectre des fluctuations de l'oeil à la fréquence f sous la fréquence de Shannon.

La fréquence d'acquisition Fe de la caméra d'analyse est de 10 Hz. Les phénomènes présentant des variations temporelles de fréquence supérieure à 5 Hz

Conclusion et perspectives

voient leur spectre se replier en-dessous de cette dernière valeur, moyennant atténuation. Les premières mesures effectuées semblent indiquer l'absence de fluctuations de fréquence caractéristique comprise entre 0,02 Hz et 10 Hz dans l'œil. Cependant, ces considérations ne tiennent pas compte de l'existence d'un seuil de détection de l'analyseur de front d'onde (dû aux fluctuations d'intensité du laser, au bruit de photons du signal, etc...) que je n'ai pas encore estimé. *L'accumulation de valeurs de pentes en boucle ouverte, à une fréquence supérieure à celle autorisée par le système dont je dispose actuellement doit permettre d'avoir accès à d'éventuelles variations haute fréquence des « défauts optiques » d'un œil.*

La fréquence actuelle est limitée par le confort oculaire des sujets. Le flux envoyé dans l'œil et qui sert à la formation de la source de référence sur la rétine, donc à la mesure des pentes provoque un éblouissement. Pourtant, sa valeur a été fixée très en dessous des normes de sécurité oculaires : un flux cohérent de 1 μW à 633 nm peut être « légalement » regardé durant plus d'une heure. Le passage à une source moins cohérente et émettant dans l'infrarouge doit permettre d'envoyer davantage de photons dans les yeux des sujets. Les normes de sécurité sont en effet plus permissives à des longueurs d'onde élevées, ainsi que dans le cas d'un éclairage incohérent. L'utilisation d'une source de type Diode Electro Luminescente doit avoir également pour avantage d'éviter la formation de tavelures. La rétine humaine, mais aussi l'opale utilisée dans l'œil artificiel (cf. chapitre V, paragraphe 1) ou pour obtenir la FEP du système seul (cf. chapitre V, paragraphe 2) sont des milieux diffusants. Leur insertion sur le trajet des rayons lumineux donne inmanquablement naissance à des interférences qui se traduisent par l'apparition de tavelures sur la caméra d'analyse, et risquent donc d'induire des imprécisions dans les mesures des pentes.

Une étude préliminaire des aberrations de l'œil a été effectuée au chapitre III. Seules les valeurs moyennes des premiers ordres de Zernike ont été mesurées, sur trois sujets emmétropes. *L'étape suivante de mon travail comprend une étude détaillée des aberrations, à des ordres spatiaux plus élevés, et sur le plan temporel, comme expliqué ci-dessus. Elle implique le changement de la source d'analyse.*

Dans la mesure où le système conçu est adaptatif parce qu'il s'adapte d'un sujet à l'autre, il est également intéressant d'étudier la répartition des aberrations sur l'ensemble de la population. C'est ce qu'ont fait Porter et al. (2001) et Cagigal et al. (2002). Les premiers ont mesuré les déformations du front d'onde issus des yeux de 109 sujets et déduit que le defocus participait pour 80 % à la variance de la phase perturbée. Les seconds ont démontré que la répartition des aberrations oculaires à travers la population suivait une statistique de Kolmogorov. Ces études peuvent avoir des

applications dans le domaine industriel et déboucher sur une correction plus ciblée des aberrations de l'œil.

2. Amélioration des capacités de correction

Une fois la propagation dans les milieux oculaires mieux connue, il s'agira d'améliorer les capacités de correction du système. Les résultats obtenus concernant la FEP du système seul en boucle fermée mentionnent un rapport de Strehl de 0,35, soit un écart à la planéité des fronts d'onde de $\approx \lambda / 6$ à 550 nm.

L'origine de cet écart est à rechercher dans les deux points suivants :

- a) les capacités limitées de correction du miroir déformable.

Les capacités de correction du miroir bimorphe 13 actionneurs ne sont pas infinies. La limite ultime, atteinte pour une correction suffisante dans tout le domaine fréquentiel (i.e. de la fréquence nulle à la fréquence de coupure) est donnée par l'autocorrélation de la fonction disque de diamètre 7 mm (en l'absence d'aberrations, la fonction pupille vaut 1 à l'intérieur de la pupille et 0 à l'extérieur). Dans le cas d'un système où la correction par OA ne concerne qu'une plage de fréquences, cette fonction de transfert est altérée.

- Si seuls les défauts à basse fréquence spatiale sont corrigés, les valeurs de contraste de la fonction de transfert chutent globalement.
- Par contre, un front d'onde résultant de la correction des hautes fréquences spatiales engendre une fonction de transfert d'un autre type. Cette dernière s'avère proche de la fonction de transfert donnée par la diffraction pour les basses fréquences spatiales, et coupe brutalement à partir d'une fréquence donnée. L'autocorrélation peut être décrite par la translation de deux pupilles identiques l'une par rapport à l'autre. Si le front d'onde intercepté par la pupille du système présente des variations spatiales lentes, il reste corrélé avec lui-même pour de faibles translations, ce qui explique les valeurs de contraste élevées dans le domaine basse fréquence.

Il est donc impératif de répartir les capacités de correction du miroir de manière adéquate dans le domaine fréquentiel, en fonction des défauts présents et des applications envisagées.

L'écart à la diffraction pour le montage seul (planéité du front d'onde reconstruit : $\lambda / 6$ au lieu de $\lambda / 14$) est à rechercher dans les défauts de fabrication des

optiques du système (défauts de polissage, etc...) qui sont susceptibles d'induire des aberrations d'ordre élevé.

L'écart à la diffraction dans le cas où l'on étudie un œil (planéité du front d'onde reconstruit calculée à partir de la variance résiduelle des pentes après correction (cf. chapitre V, paragraphe 3.3.2)) peut s'expliquer de la manière suivante : la dilatation de la pupille au-delà des valeurs usuelles (≈ 3 mm en vision photopique) mène à des fronts d'onde très chahutés sur les bords comme le montrent les images de SH présentées au chapitre III. On assiste à un manque de correction dans le domaine des hautes fréquences spatiales.

L'examen du spectre de puissance spatial des images de rétine sans correction adaptative (cf. chapitre V, paragraphe 3.3.2) permet de définir une « fréquence de coupure en présence d'aberrations » (autour de 50 c / deg). Si on suppose d'une part que la FTM d'œil après correction par le même système adaptatif présente la même allure, et d'autre part, que le spectre des fluctuations temporelles des défauts oculaires possède une pente caractéristique de la statistique de Kolmogorov (en $f^{11/3}$), on peut tenter d'extrapoler une valeur de ce qui serait un paramètre de Fried pour l'œil. Un calcul rapide mène à $r_0 \approx 1,57$ mm. On peut alors déduire un ordre de grandeur du nombre d'actionneurs nécessaires pour obtenir une correction à la diffraction de l'œil : $N(D/r_0)^2 \approx 20$.

Pour se donner la possibilité de pousser la correction dans le domaine des hautes fréquences spatiales, le travail avec un miroir présentant plus d'actionneurs semble incontournable. Le passage à un miroir bimorphe à 37 actionneurs, qui constitue le modèle disponible « supérieur » au BIM13, paraît tout indiqué. La possibilité de privilégier artificiellement la correction d'un certain type de défauts va de pair avec l'évolution du système (contrôle modal). De plus, l'utilisation d'un miroir présentant une plus grande course doit permettre l'accès à l'étude de certains yeux amétropes.

b) l'inadéquation de la source d'analyse

L'étude des spectres temporels des coefficients de Zernike (cf. chapitre V, paragraphe 4) a montré que là où les spectres devraient être plans (en boucle ouverte, pour une source d'analyse située loin du montage et « immobile »), ils présentaient en fait une pente en $1/f$. La stabilité mécanique ainsi que la qualité de l'émission du laser a été mise en cause puisque la même étude reconduite à partir d'une autre source a donné des spectres plus plats.

C'est pour cette raison, ainsi que pour éviter l'éblouissement des sujets, que je me propose de remplacer le laser par une diode infrarouge moins cohérente.

3. Améliorations de la voie imagerie

Une fois la correction des aberrations réalisée, il est intéressant d'avoir la possibilité d'acquérir plusieurs images de rétine successives, à cadence élevée. Cela doit permettre par exemple de moyenniser les densités spectrales pour s'assurer de la réalité du pic à 150 c / deg (cf. chapitre V, paragraphe 3.5), d'effectuer la déconvolution de ces images dans de bonnes conditions, de comprendre les conséquences du degré de correction adaptative sur la qualité de l'imagerie, etc... Pour ce faire, il faut être certain de la conjugaison CCD / couche des photorécepteurs. Il faut également pouvoir maîtriser l'instant où l'on déclenche la prise d'image, ce qui n'est pas le cas avec le système actuel. L'acquisition d'une nouvelle caméra d'imagerie constitue donc le premier pas vers l'amélioration de la partie imagerie du montage d'Optique Adaptative ophtalmologique. Pour plus de précisions sur ce point, le lecteur est invité à se reporter à l'annexe 5. J'y propose notamment un modèle de caméra d'imagerie susceptible de répondre au problème posé.

Conclusion

Les premiers résultats obtenus ont avant tout permis de valider l'idée d'appliquer la technique d'Optique Adaptative à l'imagerie rétinienne. Prieto et al. (2000) ont ainsi déjà démontré l'adéquation de l'Analyseur de Front d'Onde de type Shack-Hartmann pour la mesure des aberrations d'œil, alors que Hofer et al. (2001) ont discuté l'utilité d'une correction à haute fréquence (temporelle) de ces aberrations. Les images produites démontrent que le système est directement utilisable dans l'état actuel pour visualiser finement le fond de l'œil de certains sujets emmétropes. Jusqu'ici, seuls Liang et al. (1997), Rorda et al. (1999) et Hofer et al. (2001) ont produit des images de photorécepteurs par Optique Adaptative. De premières études physiologiques peuvent donc être lancées dès aujourd'hui, en particulier dans le domaine des dégénérescences de photorécepteurs, mais aussi dans celui de la gestion d'une super-vision (Applegate, 2000). Parallèlement à ces études, il s'agira d'apporter les réponses aux interrogations soulevées par les

premiers résultats et résumés ci-dessus. L'acquisition de matériel mieux adapté aux caractéristiques oculaires semble incontournable, ainsi qu'un investissement important pour assurer l'établissement de conditions de travail stables et reproductibles. Dans un avenir un peu plus lointain, le couplage de cette expérience avec le montage interférométrique implanté au Laboratoire de Biophysique (Gardette, 2001), et qui doit permettre le sondage en profondeur de la rétine à haute-résolution ($\approx 10 \mu\text{m}$ sur la rétine) est prévu. La résolution actuelle de l'OCT (Optical Coherent Tomography ou tomographie optique à faible longueur de cohérence) est imposée par la résolution en (x,y) et limitée à $\approx 40 \mu\text{m}$. Ainsi, l'apport de l'OA à la résolution surfacique se répercute également au niveau de la résolution en z . Ce travail de couplage nécessitera de sélectionner du matériel particulier, adapté aux exigences des deux expériences prises individuellement. Des problèmes apparaissent déjà, concernant par exemple la gestion du terme de piston (polynôme de Zernike d'ordre 0, correspondant à une translation du front d'onde parallèlement à lui-même), qui est sans conséquence dans le montage de correction d'aberrations, mais modifie les chemins optiques dans le montage d'OCT plein-champ.

A terme, l'Optique Adaptative et l'OCT permettront assurément d'accéder à une cartographie à très-haute résolution de la rétine humaine *in vivo*, ouvrant la voie à de nouveaux moyens d'obtenir des diagnostics précoces, à des études plus complètes de la rétine, et donc à de nouvelles thérapies.

Applegate R.A., Limits to Vision : Can we do better than nature ?, Journal of refractive surgery, 16 (2000)

Cagigal M. and Canales V.F., Castejon-Mochon J.F., Prieto P.M., Lopez-Gil and Artal P., Statistical description of wave-front aberration in the human eye, Opt. Lett., 27 (2002)

Gardette H., Tomographie par interférence à faible cohérence optique et à champ large dédiée à l'imagerie médicale *in vivo* en ophtalmologie, Thèse de doctorat, Université Pierre-et-Marie-Curie, Déc. 2001

Liang J., Williams D.R., Miller D.T., Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics, J. Opt. Soc. Am. A 14 (1997) 2884-2892

Marcos S., Burns S.A., Prieto P.M., Navarro R., Baraibar B., Investigating sources of variability of monochromatic and transverse chromatic aberrations across eyes, Vis. Res. 41 (2001)

Porter J., Guirao A., Cox I.G., Williams D.R., Monochromatic aberrations of the human eye in a large population, *J.Opt.Soc.Am.A*, 18 (2001)

Prieto P.M. and Vargas-Martin F., Goelz S., Artal P., Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye, *J.Opt.Soc.Am.A*, 17 (2000)

Roorda A., Williams D.R., The arrangement of the three cone classes in the living human eye, *Nature*, 397 (1999)

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : rétinoscope à image droite.	14
Figure 2 : dessin anatomique de l'œil	22
Figure 3 : coupe d'œil (tiré de National Eye Institute, National Institutes of Health)	26
Figure 4 : vue en plan de la rétine au travers d'un ophtalmoscope. Sur la droite de l'image, on distingue la papille ($\approx 2 \times 1,5$ mm). A partir du centre du nerf optique irradient la majorité des vaisseaux sanguins irriguant la rétine. A 17° (≈ 5 mm) environ de la papille, la tache sombre légèrement ovale et ne comprenant pas de vaisseaux sanguins est la fovéa. (université de Berkeley)	26
Figure 5 : dessin et coupe histologique de rétine. Flèche noire (a) : épithélium pigmentaire. Flèche violette (b) : couche des photorécepteurs. Flèches jaunes (c) : noyaux de cellules ganglionnaires. Astérisque rouge (d) : corps vitré.	27
Figure 6 : aberrations à corriger pour atteindre la limite de diffraction dans l'œil. (Liang et al., 1997)	32
Figure 7 : accommodation statique réponse/stimulus dans des conditions photopiques. La ligne en tirets indique la réponse idéale.	34
Figure 8 : schéma de la propagation d'une onde plane à travers un milieu perturbateur jusque dans la pupille d'un instrument d'optique.	41
Figure 9 : principe de l'Optique Adaptative. Le front d'onde est corrigé par le système modulateur (Miroir Déformable) qui en épouse la forme . Il est	

ensuite renvoyé en partie vers l'Analyseur de Front d'Onde qui en mesure l'écart à la planéité et en déduit la commande à appliquer au Miroir Déformable.....	44
Figure 10 : principe d'un analyseur de front d'onde de type Shack-Hartmann.....	46
Figure 11 : comment « faire entrer » le VLT dans un œil emmétrope ?	59
Figure 12 : à l'aide d'une lentille, simplement... ..	60
Figure 13 : focalisation et rétrodiffusion de deux longueurs d'onde dans l'œil.....	63
Figure 14 : positionnement de l'œil du sujet dans le montage optique à l'aide de la mentonnière.....	73
Figure 15 : calcul de la déviation maximale pour un front d'onde sphérique vérifiant le critère de Rayleigh.....	75
Figure 16 : filtrage spatial.....	78
Figure 17 : rendement quantique du détecteur KAF-0400.....	81
Figure 18 : représentation des sous-pupilles du système	83
Figure 19 : mesure d'un tilt.....	85
Figure 20 : profil d'intensité suivant 1 axe du CCD. Les pics correspondent aux spots formés au foyer des microlentilles. 5 au lieu de 9 ont été représentés. Le fait que les pics n'aient pas tous la même intensité a une origine double : d'une part, la présence de lumière diffusée, d'autre part, les pics secondaires de la tache de diffraction formée par une microlentille carrée se chevauchent (éventuellement interfèrent). Les flèches indiquent les niveaux de seuil appliqué (cf. Tableau 4).....	88
Figure 21 : coefficients de Zernike calculés par le logiciel ZEMAX.....	90
Figure 22 : coefficients de Zernike pour une pupille excentrée de 1mm et basculée de 1°.....	92
Figure 23 : éclairage maximum permis sur la rétine, pour des temps d'exposition différents, à 440 nm (tirets), 550 nm (pointillés), 670 nm (traits pleins), tiré de « Handbook of optics ».....	95
Figure 24 : montage réalisé pour l'étude des aberrations d'œil.....	102
Figure 25 : 2 images typiques de SH.....	103
Figure 26 : allure d'une image de SH sur un sujet amétrope (hypermétropie + presbytie).....	105
Figure 27 : coefficients de Zernike Z_3 à Z_8 pour les 6 yeux étudiés.....	109
Figure 28 : montage optique de la voie analyse.....	118
Figure 29 : les différents comportements possibles d'un système de correction, face à un basculement.....	125

Figure 30 :exemples de courbes de linéarité, tracées pour 3 sous-pupilles de Panalyseur.	126
Figure 31 : déplacement du centre de gravité dans le plan focal des microlentilles.	127
Figure 32 : image de fond d'œil obtenue au SLO.	133
Figure 33 : sensibilité spectrale relative de l'œil.	136
Figure 34 : (haut) : domaine spectral d'imagerie ; (bas) : tracé des rayons à la sortie de la lentille située devant la caméra d'imagerie.	137
Figure 35 : image de rétine sans OA. Sa position est repérée sur le schéma de la Figure 36.	139
Figure 36 : représentation du fond de l'œil du sujet lors des prises des images 1, 2, 3 et 4.	139
Figure 37 : schéma représentatif des niveaux de flux incidents sur la caméra dus à la réflexion cornéenne ($\Phi_{\text{cornée}}$) et au signal rétro-diffusé par la rétine ($\Phi_{\text{rétine}}$). Le flux total Φ mesuré sur la caméra est la somme des deux. La valeur utile au calcul de rapport S/B est $C_x \Phi_{\text{rétine}}$.	142
Figure 38 : spectre de la lampe à arc au mercure.	146
Figure 39 : injection de la lumière dans l'œil	147
Figure 40 : Définition de l'Ouverture Numérique	147
Figure 41 : courbe de transmission du filtre interférentiel à 550 nm (garantie par le fabricant).	153
Figure 42 : dispositif de test de la transmission du filtre interférentiel à 550 nm dans le visible.	154
Figure 43 : quadrillage du domaine spectral étudié expérimentalement	155
Figure 44 : courbe <i>ge. Airé</i> de Meyzonnette (1996).	159
Figure 45 : profil d'une raie d'émission.	161
Figure 46 : atténuation dans la fibre SEDI (en dB/km)	163
Figure 47 : description du montage d'OA.	165
Figure 48 : le faisceau A vient des sources (A_r du laser, A_s de la lampe à arc), se réfléchit sur la face avant du miroir, effectue un aller-retour dans l'œil, puis est transmis en direction de l'AFO. Le faisceau B subit 2 réflexions internes et est transmis vers l'AFO.	168
Figure 49 : schéma de l'œil artificiel	174
Figure 50 : images de fond d'œil artificiel (image de gauche sans OA, image de droite avec OA).	175

<u>Figure 51 : (haut) FEP (44 x 44 μm à l'échelle de la rétine) et (bas) coupe radiale de la FTM du système (montage optique avec OA et sans œil). La courbe en points-tirets représente l'autocorrélation de la pupille (FTM idéale).</u>	178
<u>Figure 52 : projection de la rétine durant le processus d'acquisition d'image. L'axe des z est l'axe visuel, joignant point de fixation et fovéa. Le point rouge est l'étoile laser, le cercle vert vif entourant le spot laser représente l'image de la fibre optique. La cible est constituée du texte noire sur fond gris-vert. Dans ce cas de figure, le sujet fixe la 1^{er} lettre « e » du mot « these », l'excentricité est de 0,5°.</u>	182
<u>Figure 53 : représentation des spots sur la caméra pour le sujet GP en boucle ouverte. Les spots présents sur la colonne de sous-pupilles de gauche est un « défaut local » des optiques du sujet.</u>	186
<u>Figure 54 : variance Σ des pentes, en fonction du temps. Traits pleins : $\Sigma(\text{VG})$. Tirets : $\Sigma(\text{GP})$. Points-tirets : fit par la courbe : $y = 0,68 \exp(-x/5,5) + 0,16$. Les points sur l'axe des ordonnées matérialisent la valeur initiale ($\Sigma_{\text{non-corrige}}$) de Σ.</u>	188
<u>Figure 55 : pourcentage d'enregistrements pour le sujet VG (mauve ou gris pale) et GP (grenat ou gris foncé) en fonction de la valeur de Σ_{corrige}.</u>	189
<u>Figure 56 : variance Σ des pentes en fonction du temps, pour l'œil droit du sujet VG, accommodation inhibée.</u>	190
<u>Figure 57 : variance Σ des pentes en fonction du temps, après asservissement, pour l'œil droit du sujet EG, accommodation non inhibée.</u>	192
<u>Figure 58 : variance Σ des pentes pour le sujet EG, après asservissement. On distingue trois zones sur cette courbe : la première et la dernière correspondent à la fixation de la même lettre de la mire, proche du centre. La zone intermédiaire est relative à un point de visée plus éloigné.</u>	193
<u>Figure 59 : (gauche) Image d'un champ de $\approx 1^\circ$ ou $300 \times 300 \mu\text{m}$ sur la rétine (excentricité = 1,5 °) sans OA, sujet VG. Les taches non circulaires sont des grains de poussière sur la surface du CCD. (droite) Moyenne circulaire lissée du spectre de puissance correspondant.</u>	194
<u>Figure 60 : (gauche) Image d'un champ de $\approx 1^\circ$ ou $300 \times 300 \mu\text{m}$ sur la rétine (excentricité = 1,5 °) avec OA, sujet VG. Les taches non circulaires sont des grains de poussière sur la surface du CCD. (droite) moyenne circulaire du spectre de puissance : (traits fins ou rouges) spectre de puissance brut ; (traits épais ou noirs) spectre lissé ; (points tirets) spectre sans OA, pour comparaison</u>	195

Figure 61 : distance moyenne entre les centres de deux cônes voisins en fonction de l'excentricité rétinienne. Tiré de Hirsch et al. (1989).	196
Figure 62 : spectres temporels du coefficient de Zernike de tilt B_1, sujet VG œil droit. (haut gauche) : spectre en boucle ouverte ; (haut droite) : spectre en boucle fermée, gain = 0,1 ; (bas) : spectre en boucle fermée, gain = 1.	200
Figure 63 : spectre du coefficient de basculement A_1 calculé sur un spot laser formé sur un milieu diffusant situé à 3 m du montage optique.	201
Figure 64 : spectre du coefficient de tilt A_1 obtenu pour une source ponctuelle incohérente.	202
Figure 65 : repliement du spectre des fluctuations de l'œil à la fréquence f sous la fréquence de Shannon.	207

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : les neuf premiers polynômes de Zernike	50
Tableau 2 : Les inconnues et les contraintes du problème	68
Tableau 3 : caractéristiques des éléments composant (ou fonctionnant avec) le premier AFO	77
Tableau 4 : coefficient de Zernike de tilt en fonction des seuils croissants, appliqués à l'image	87
Tableau 5 : comparaison des coefficients d'astigmatisme théoriques et dérivés par le logiciel Hub08	89
Tableau 6 : facteur affectant la transmission de la lumière sur un aller-retour dans l'œil	97
Tableau 7 : Détail des étapes du calcul du nombre de photons reçu par pixel de la caméra Hi-SIS	99
Tableau 8 : Comparaison du defocus et de l'astigmatisme SH/A.R.K.	107
Tableau 9 : caractéristiques de la CA-D1-0128A	112
Tableau 10 : contraintes et degrés de libertés pour le dimensionnement du SH	114
Tableau 11 : résumé des caractéristiques du SH	116
Tableau 12 : calcul du rapport S/B en fonction de la fréquence de trame de la caméra	123
Tableau 13 : comparaison des avantages respectifs de l'une ou l'autre gamme de longueur d'onde d'illumination	135
Tableau 14 : Valeurs moyenne de rapport S/B et de contraste en fonction des zones étudiées (moyenne sur 4 images)	140

Tableau 15 : flux mesuré derrière le filtre à 550 nm et le filtre centré sur λ	155
Tableau 16 : transmission du flux émis dans différentes raies spectrales depuis l'arc jusqu'à l'œil	161
Tableau 17 : distance entre les centres des taches à 633 nm et à λ sur le miroir M_{12}	170
Tableau 18 : mesures d'acuité visuelle (cycles/deg)	187
Tableau 19 : mesures de contraste et de rapport S/B sur les images de rétine avec et sans OA	197

ANNEXE

2. Caractéristiques des lames dichroïques M_1 , M_2 et M_3 .

M_2

1st beamsplitter: intercepting 2 beams: first one at 633nm, second one at 550nm
wedge angle: 0.5 degree

material : BK7 (to be confirmed)

incidence: 45 degrees +/- 1 degree

field: the red beam is collimated, the green one defines a field of 1 degree.

diameter: 1 inch

coatings : * first surface (the most tilted one): see drawing

very high transmission at 633; poor reflexion at 633nm

50% transmission at 550nm; 50% reflexion at 550nm

* second surface (the less tilted one):

poor reflexion at 633 nm ; very high transmission at 633nm

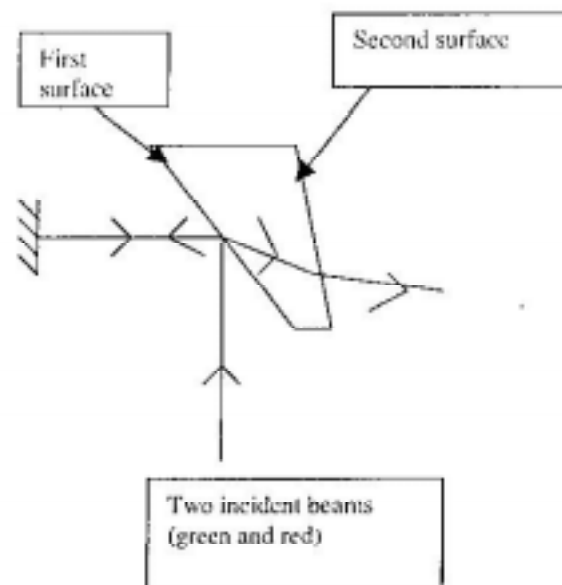
poor reflexion at 550nm ; very high transmission at 550nm

thickness : as thin as can be

surface flatness : $\lambda/4$

surface quality : 1 nm P/V

setup of the bsp :



M_1

2nd beamsplitter : plate beamsplitter

intercepting 2 beams : first one at 633nm, second one at 550nm.

Material : BK7 (to be confirmed)

Incidence : 45 degrees +/- 1 degree

Field : the red beam is collimated, the green one defines a field of 1 degree

Diameter : 1 inch

Coatings : *first surface :

No matter for the red beam.

Very high reflexion at 550nm, poor transmission at 550nm

*second surface :

no matter for the red beam.

Poor reflexion at 550nm.

Thickness : standard

Surface flatness : $\lambda/4$

Surface quality : 2 nm P/V

M_3

3rd beamsplitter : plate beamsplitter

intercepting 2 beams : first one at 633nm, second one at 550nm.

Material : BK7 (to be confirmed)

Incidence : 45 degrees +/- 1 degree

Field : the red beam is converging, focus on axis : $f/\#-30$

The green beam is converging : see following drawing.

Diameter : 1 inch

Coatings : *first surface :

Very high transmission at 633nm, poor reflexion at 633nm

Very high reflexion at 550nm, poor transmission at 550nm

*second surface :

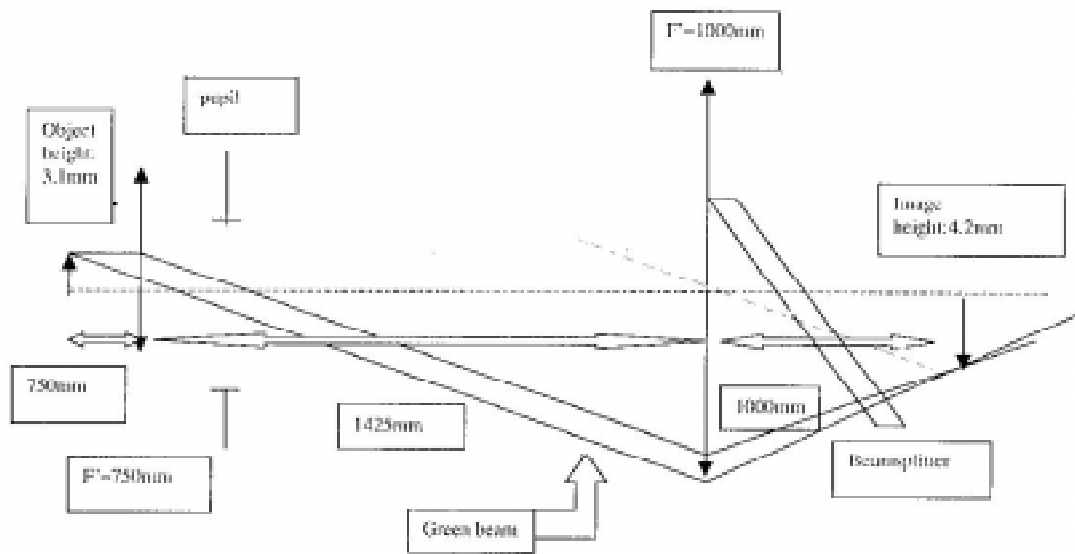
Very high transmission at 633nm, poor reflexion at 633nm

Poor reflexion at 550nm

Thickness : as thin as possible.

Surface flatness : $\lambda/8$

Surface quality : 1 nm P/V



This is not a scale drawing.

Adaptive optics for retinal imaging

M.Glanc^{a,b}, E.Gendron^a, J-F. Le Gargasson^b, P.Léna^a

a) Université Denis-Diderot (Paris VII) & Observatoire de Paris, DESPA-UMR CNRS 8632, 92195 Meudon, France

b) Laboratoire de biophysique de la vision, Université Denis-Diderot (Paris VII), unité INSERM 483, 10 avenue de Verdun, 75010 Paris, France

Marie.Glanc@obspm.fr

Abstract. Adaptive optics imaging of the retina in vivo on human subjects can lead to a significant gain in resolution. We demonstrate the realization and use of a moderate performance system made of a 13-actuators deformable mirror coupled with a wave-front sensor, of which the performance is determined. Examining subjects having normal vision, we find only a small number who have low enough aberrations when dilated to stay within the dynamic range (+/- 2 μm) of the deformable mirror. Improved photoreceptor images are obtained, containing spatial information almost up to the diffraction limit of a dilated retina (1.6 μm diffraction spot at 550 nm). Signal-to-noise ratio on the images is limited by safety constraints, but is sufficient to reach the high-frequency information on a single, short-exposure (7 ms) image, which clearly shows individual cones.

© 2001 Optical Society of America

OCIS codes: (330.5370) Physiological optics; (010.1080) Adaptive optics

References and links

1. M.S. Smirnov, "Measurement of the wave aberration of the human eye", *Biophysics* **6** (1961) 776–794.
2. J. Liang, D.R. Williams, "Aberrations and retinal image quality of the normal human eye", *J. Opt. Soc. Am. A* **14** (1997) 2873–2883.
3. J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, J.-F. Bille, "Objective measurement of wave aberration of the human eye with the use of a Shack-Hartmann sensor", *J. Opt. Soc. Am. A* **11** (1994) 1949–1957.
4. M. Glanc, J.-F. LeGargasson, E. Gendron, P. Léna, "Measurement of the eye's aberrations in vivo", in: Love G.D. (Ed.), *Adaptive Optics for Industry and Medicine*, World Scientific, 2000.
5. D.R. Williams, G.-Y. Yoon, J. Porter, A. Guirao, H. Hofer, I. Cox, "Visual benefit of correcting higher order aberrations of the eye", *Journal of Refractive Surgery* **16** (2000) 554–559.
6. G. Rousset, J.-C. Fontanella, P. Kern, P. Gigan, F. Rigaut, P. Léna, "First diffraction-limited astronomical images obtained with adaptive optics", *Astron. Astrophys.* **230** (1990) L29–L32.
7. F. Roddier F. (Ed.), "Adaptive Optics in Astronomy", Cambridge University Press, 1999.
8. J. Liang, D.R. Williams, D.T. Miller, "Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics", *J. Opt. Soc. Am. A* **14** (1997) 2884–2892.
9. E.J. Fernandez, I. Iglesias, P. Artal, "Closed-loop adaptive optics in the human eye", *Opt. Lett.* **26** (2001) 746–748.
10. A. Roorda, D.R. Williams, "The arrangement of the three cones classes in the living human eye", *Nature* **397** (1999) 520–522.
11. H. Hofer, L. Chen, G.Y. Yoon, B. Singer, Y. Yamauchi, D.R. Williams, "Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations", *Opt. Expr.* **8** (2001) 631–643.
12. H. Gardette, "Tomographie par interférence à faible cohérence optique et à champ large dédiée à l'imagerie médicale in vivo en ophtalmologie", Thèse de doctorat, Université Pierre-et-Marie-Curie, Dec. 2001

1 Introduction

The optical properties of a normal, even emmetropic, human eye are far from perfect. Consequences are first that vision is not as sharp as it could be, second that imaging of the retina in vivo by ophthalmoscopes is of limited resolution. While the former may not be of prime medical importance, the latter is a severe limitation to study degeneration of retinal cells. Improvements would offer better diagnosis tools and adequate help for surgery. Low-order aberrations (focus and astigmatism) are indeed corrected by spectacles, but Smirnov¹, as early as 1961,

proposed to correct for high-order. In 1994, Liang et al.² first measured eye aberrations up to the fourth degree with a Shack-Hartmann Wavefront Sensor (SH-WFS). Wavefront sensing is now considered as a powerful tool for a better knowledge of the eye's performance^{3,4}, e.g. for preoperative cornea surgery, associated vision improvement or later control⁵.

Imaging of the retina for clinical examination is classically made with the Retinograph and the Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO), the spatial resolution of which is limited to $\approx 30 \mu\text{m}$ on the retina because of the poor quality of the eye's optics, especially when the eye is fully dilated. A minimum gain of 10 in resolution would be required to reach the diffraction limit of a fully dilated eye at visible wavelength ($\lambda \approx 550 \text{ nm}$). This factor is comparable to the one obtained by the early performance of adaptive optics (AO) in astronomy^{6,7}.

Knowing the eye's aberrations, AO correction of retinal images becomes possible, as first demonstrated on the cone mosaic by Liang et al.⁸. An ophtalmologic AO system has been implemented by Fernandez et al.⁹, but without producing images. Roorda et al.¹⁰ and Hofer et al.¹¹ have obtained corrected images : only the latter authors show the time-dependence of high order aberrations and the need for a dynamic, high band pass system (up to 30 Hz). They give the first quantitative treatment of the AO correction.

In this paper, we present the performance achieved in terms of high spatial frequency correction by a closed-loop AO system made of a SH-WFS and a 13-actuator bimorph deformable mirror (DM), on dilated (7 mm pupil minimum) eyes of subjects with good vision. Section 2 describes the instrumental set-up and the system optical characterization (MTF). We dealt with several subjects, our first goal being to study the possibility of properly correcting each emmetropic subject eye's aberrations : a thorough study was possible on two of them. In Section 3 the limitations imposed by ocular safety are discussed, and Section 4 presents an analysis of the parameters for AO operation, including subject's visual acuity. Section 5 deals with AO corrected images of the photoreceptor layer, analyzed in terms of exposure time, contrast, signal-to-noise ratio and spatial power density.

2 Instrumental Setup

We have developed an AO retinal imaging system with a SH-WFS (Fig.1). The system can be subdivided into the analysis and the image channels, whose characteristics are summarized in Table 1 and discussed below.

Table 1: Characteristics of the optical system.

- **Analysis channel** : Shack-Hartmann Wavefront Sensor (SH-WFS), He-Ne laser, $\lambda = 633 \text{ nm}$. Power in front of the eye : $1 \mu\text{W}$ on an entrance pupil diameter of 7 mm. Continuous illumination, continuous operation. 128x128 DALSA camera, quantum-noise limited, $f_e = 20 \text{ Hz}$. Wavefront sensor : 6x6 microlenses with 3.4 mm focal length, 12 px/subpupil.
- **Image channel** : Arc lamp, $\lambda = 550 \text{ nm}$. Spectral band = 40 nm, excluding UV radiation and set by interference filters. Radiance in this band $\sim 3.10^6 \text{ W.m}^{-2}\text{.sr}^{-1}$. Power in front of the eye : $800 \mu\text{W}$ on an entrance pupil diameter of 7 mm. Exposure time: 7 ms set by a shutter. 512x768 Hi-SIS24 camera, 15 e⁻ rms read-noise. Pixel size on retina : $0.65 \mu\text{m}$. Optical SiO₂ fiber (NA : 0.22, core diameter : 200 μm).
- **Deformable mirror (DM)** : 13 actuators, bimorph type. Dynamic range : $\pm 2 \mu\text{m}$. Useful diameter : 30 mm. Maximum refresh rate : 100 ms.
- **PC control** Pentium II, 233 MHz.
- **Eye** : Eye's pupil diameter $> 7 \text{ mm}$. System pupil diameter (set by a diaphragm) = 7 mm. Imaging field on the retina : 1° . Value of transmission of the imaging channel (used in the calculations) : $1.5.10^{-5}$.

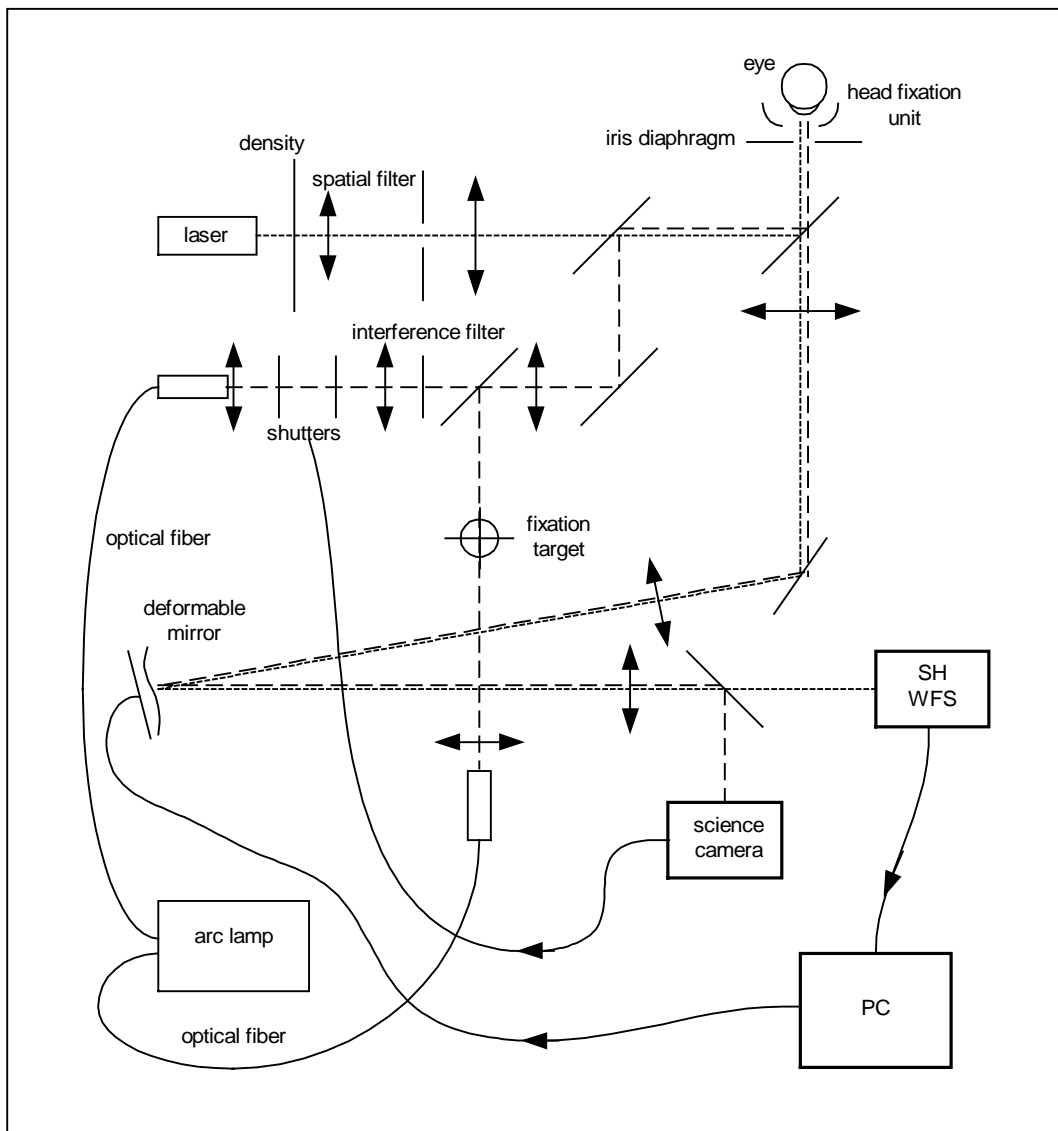


Figure 1. Diagram of the optical bench.

2.1 The analysis channel

In order to derive the subject eye's aberrations, a secondary source, called reference and analogous to the laser guide star used in astronomy, is formed on the retina with an He-Ne laser, its intensity being adjusted with filters. A diaphragm (7 mm) limits the actual pupil size. The laser beam diameter in front of the eye is large enough for the spurious effects of the corneal reflections to remain negligible. The aberration analysis is done by a SH-WFS included in the control loop. The WFS consists of an array of 6 x 6 microlenses (taking into account the required dynamic range of the WFS and the number of degrees of freedom) and a low-noise CCD camera with an adjustable frame frequency.

The eye's exit pupil is conjugated with the lenslet array of the WFS and with the surface of the DM by appropriate lenses. The WFS parameters are derived from previous work⁴ and limit operation to subjects with good vision. Two wedge-edged dichroic mirrors eliminate undesirable reflections. In order to derive the mirror command matrix, the wavefront is decomposed on the particular basis of the mirror's modes: this costs less CPU time than a reconstruction with Zernike polynomials and also is advantageous to reduce noise propagation. Computation time fixes the closed-loop frequency at $f_c = 10$ Hz despite the use of a 233 MHz processor : this could easily be improved with a faster processor.

2.2 The imaging channel

After the eye's aberrations have been corrected, the next step is to take a picture of the retina. Taking into account the number of pixels of the camera and the desired resolution, a $\approx 1^\circ$ field on the retina is illuminated with an arc lamp (incoherent light source to avoid speckles) in a short-exposure. Spurious light is minimized by coupling the bench to the remotely placed lamp with an optical fiber. Potentially dangerous residual UV radiation is filtered. Backscattered light from retina follows the same path as the laser light, reflects on the DM and focuses

on a low-noise CCD camera. It is mounted on a linear stage to adjust precisely and quickly the CCD conjugation with the selected retinal layer. As usual, the subject's head is held in position with a bite bar. The subject's axis of vision (z -axis on Figure 7) is stabilised by using a contrasted target.

2.3 MTF of the optical system

The MTF of the whole optical train, with AO but excluding the eye, characterizes the ultimate performance that can be reached on the retina images.

2.3.1 Getting the MTF

The system MTF is obtained by forming the image of a point source at infinity, made of a 200 micrometer diameter optical fiber output, 3 m away from the optical bench. The exposure time is a few seconds to avoid "speckle noise" on the PSF.

Fig. 2 shows the PSF and corresponding MTF.

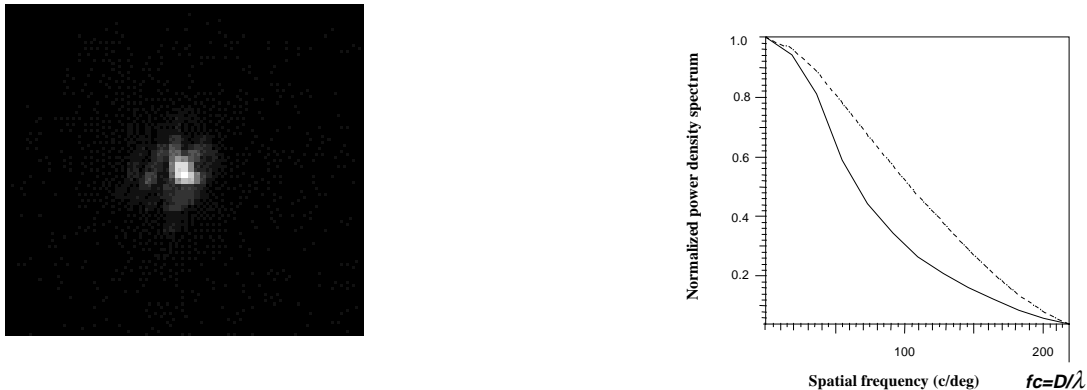


Figure 2. (Left) PSF ($44 \times 44 \mu\text{m}$ on retina scale) and (Right) radial cut of the system's MTF (optical train with AO and without eye). The dashdot curve represents the 7 mm pupil autocorrelation (ideal MTF).

2.3.2 Results and analysis

The MTF is circular, inscribed in a circle fitting the image, as predicted by the sampling theorem. We estimate the Strehl Ratio (S) to $\approx 35\%$, which corresponds to a phase error of 1 rad ($S \approx \exp[-\sigma_\phi^2]$), or $\lambda/6$ at 550 nm. As this formula is pessimistic for $S \leq 0.5$, the phase error is probably near 1.2 rad. We observe a deficient correction above ≈ 60 c/deg (classical unit in ophthalmology), due to the system residual aberrations and the limited number of actuators (13).

The system's PSF can be seen as the PSF of the total system including an aberration free eye, with some hypotheses : the optical fiber we used to obtain the PSF is far enough from the bench to be considered at infinity; the retina is at infinity for an aberration free eye; the scattering properties of the screen on which we form the "laser star" are similar to those of the retina, which implies a "bare" retina.

2.4 General measurement protocol

A retina image is obtained as follows :

- First, the laser and arc-lamp flux are set and checked, with a laser power of $1 \mu\text{W}$, and an arc-lamp flux of 1 mW (see Sect.3).
- Second, the subject bites into a previously made toothprint and adjusts its position.
- Third, the AO servoloop is turned on and allowed to stabilize. All through this process, the values of the slopes are recorded as well as the voltages applied to the DM's electrodes (a slope is the angular distance of the spot's centroid to a reference centroid, which can correspond to the center of the subpupil).
- Finally, the science camera and the associated shutters are triggered to take a short-exposure image.

3 Ocular safety

Ocular safety deserves careful discussion. Laser light is potentially more dangerous because of excess intensity in speckles. Though safety standards are available, it is safer to remain as far as possible below accepted limits, since a power level which is harmless for one subject may cause damage to another.

We used the norm ANSI-Z136, which states the Maximum Permissible Exposure at 633 nm with exposure time T :

$$MPE = 18 T^{0.75} \text{ J.m}^{-2}.$$

Since subject set-up may require several minutes, the laser illumination is set to about 1 μW , which corresponds to the *MPE* for a 3 minutes exposure.

The conflict between ocular safety and the signal-to-noise requirement is more severe in the image channel than in the analysis channel. For incoherent illumination (proven a posteriori by the absence of speckles on retinal images), a different norm is used (see Handbook of Optics, Sect.28.7), leading to 1 mW in front of the cornea over the 7 mm diameter pupil surface. The choice of a 7 ms exposure time results from a compromise between the average duration of the eye's micro-motions and the signal-to-noise ratio on the retina images. The value of 1 mW is less than half the recommended value. Given the scattering properties of the retina layer containing the photoreceptors (albedo ≈ 0.007), this power level should lead to a S/N of about 5. The exposure time is accurately set by an electronic shutter placed at the fiber exit (see Fig.1), which opens immediately after the science camera diaphragm. A secondary shutter is added for safety: it is programmed to close after 10 ms, whether the main shutter closes or not.

Eye micro-motions impose a short exposure time (< 10 ms). To get a sufficient S/N ratio on the retina images, given the system throughput, requires a high radiance source and a low-noise camera. Adding safety constraints to these parameters leads then to the final choice of exposure time (7 ms) and to the expected S/N ratio of about 5. We noticed an important after-image variability among the subjects: for the same amount of light reaching the eye, some perceived an after-image for a few minutes, while others perceived none.

4 Measurements

First we discuss the variability of the dilated eye in terms of AO aberration correction. Second, we examine the possible time-dependence of the correction quality, in which case there would be a preferred instant to take a retina image.

4.1 Aberrations of dilated eyes and closing the servo-loop

The ultimate goal is to obtain images of the retina. For this purpose, several subjects with good vision ($\approx 10/10$) were assessed. The parameters of the SH-WFS have been determined from open-loop measurements on dilated eyes (maximal deviation angle measured on the eye's exit pupil is 2.1 mrad). We have already mentioned that the maximal refresh rate of the DM is 100 ms. This rate is for the moment limited by the laser flux reaching the eye. With this flux, although below the safety limit, it is already difficult for the subject to concentrate on the fixation target while having permanently such a red spot on the retina. To improve this, the next step would be to use infrared wavelengths in the analysing channel, with two benefits: *a/* more comfort; *b/* access to a likely more appropriate source than a laser to form the "laser star" on the retina. Electroluminescent diodes can be highly luminous and incoherent enough to avoid speckle formation in the SH subpupils (in fact, if the speckle is big enough to fill an entire subpupil, or if there are enough speckles in one subpupil, this phenomenon of speckle formation is of no importance).

For each subject, we set the gain of the AO loop to different values: the higher the gain, the quicker theoretically the loop closes. Nevertheless, the maximal corrected temporal frequency is proportional to the product Bandwidth x Gain. Hence the choice of the gain results from the need of quickly closing the loop to avoid eye movements. In practice, we operated with gains varying between 0.05 and 0.2, comparable to the ones of Hofer et al.¹¹.

We present here the observations made on two subjects: GP and VG. We measured their visual acuity, in a subjective way, by having them read a Snellen acuity scale, at first before dilating their eyes, then after they have reached myosis, and finally one and a half hour afterwards. Indeed, the drug we used (Tropicamide, two drops) is initially cyclopegic. After a lapse of time, the eye remains dilated but accommodation is no longer paralysed. The results are presented in Table 2.

Table 2 : Visual acuity measurements (cycles/deg).

	Non dilated eye	Dilated eye (1)	Dilated eye (2)
GP, visual acuity	31.25	25.00	28.30

VG, visual acuity	35.71	31.25	35.71
-------------------	-------	-------	-------

(3) ≈ 10 mn after instillation of Tropicamide (2 drops).

(4) 1.5 hr after instillation of Tropicamide, \approx pupil reaching 7 mm diameter.

Though both subjects had good vision, they show differences in their visual acuity. Also, acuity is worse when accommodation is paralysed, although the subject is far enough to be considered at infinity (so theoretically accommodation is not required for proper vision).

Applying the protocol, the following results were obtained. The gain was 0.2, meaning the aberration correction could be achieved at best within ≈ 15 frames, ie 1.5 seconds, as seen on Fig. 3.

To achieve the correction, the mirror has 12 degrees of freedom (because of piston filtering). A well-known method to estimate the image quality is to plot the variance of the 32 slopes as a function of time (only slopes in the x direction are used, assuming isotropy on the pupil). Fig. 3 shows space-averaged variance Σ on 3 records, for VG and GP, with the same loop gain (0.2).

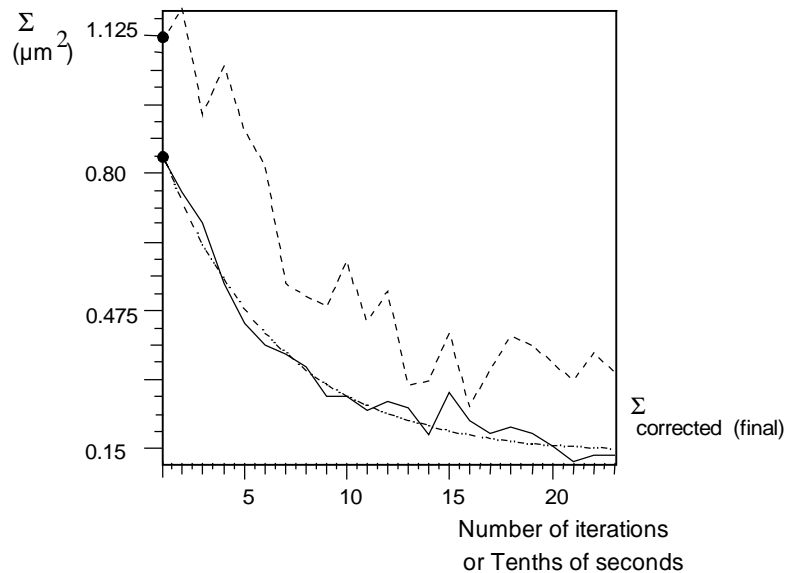


Figure 3. Variance Σ of the slopes, versus time. Solid line : Σ (VG). Dash line : Σ (GP). Dashdot line : fit with $y = 0.68 \exp(-x/5.5) + 0.16$. Dots on the ordinate axis show initial value ($\Sigma_{\text{uncorrected}}$) of Σ .

These graphs were obtained 2 hours after the instillation of Tropicamide. So, even if the subject was not expected to accommodate (the fixation target is at infinity), the accommodation's fluctuation were no longer inhibited. A best fit exponential can be used to characterize the servo-loop convergence and indicates a gain of $1/5.5 \approx 0.2$. The voltages applied to the DM electrodes were constantly recorded for possible saturation.

Let define $\Sigma_{\text{uncorrected}}$ for the variance value at the first iteration of the servo-process and $\Sigma_{\text{corrected}}$ once the correction operates.

For subject VG, one deduces immediately that $\Sigma_{\text{corrected}}/\Sigma_{\text{uncorrected}} = 5.5$. This factor physically describes the reduction of the spot diagram diameter when the loop is closed (the optimum being the diffraction pattern, when the aberrations are entirely corrected). The applied voltages show that one electrode was from time to time out of action, meaning that the aberrations sporadically exceeded the DM correcting capability.

For subject GP, even if the loop began to close, the final quality of the correction is not as good as for VG [Σ (VG) / Σ (GP) = 2]. The residual wavefront error is not stable; in fact, 3 out of 13 electrodes of the deformable mirror were almost continuously saturating during the recording.

Fig.4 shows the percentage of records (obtained under the same conditions, but with different AO gains) for subjects VG and GP presenting a given value of $\Sigma_{\text{corrected}}$.

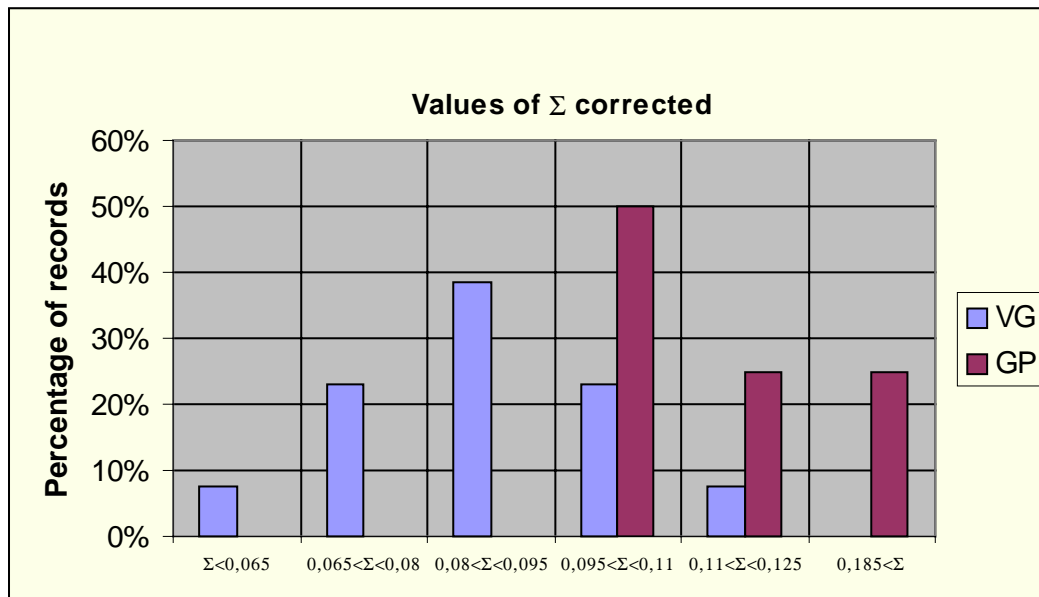


Figure 4. Percentage of records for subject VG (pale gray) and GP (dark gray) as a function of $\Sigma_{corrected}$'s value.

We notice that the image quality after AO correction is globally better for subject VG than for subject GP, which is compatible with their visual acuity measurements (cf. Table 2).

Fig.5 shows Σ for subject VG right eye, just after instillation of Tropicamide.

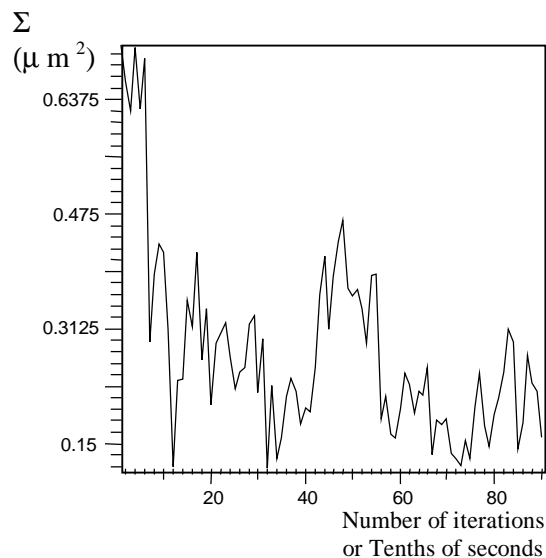


Figure 5. Variance Σ of the slopes versus time, for VG right eye, accommodation inhibited.

As could be predicted by looking at the acuity measurements (Table 2), one verifies that the correction quality is worse than in the previous record displayed in Fig.3. The same phenomenon was observed with other subjects. A possible explanation could be that, when the accommodation is inhibited, the eye's lens is immobilized in a posture which degrades the eye's optical quality and leads to exceed the actuators dynamic range. Another performance limitation could be the angular distance between visual and optical axis ($\approx 5^\circ$).

4.2 Taking an image of the retina

As there is no guarantee that the eye remains sufficiently stable, even if the subject constantly tries to fixate on the target, we examine if there is an optimal instant to take an image. Accommodation should be fully restored, as data are taken 1.5 hr after dilatation.

Fig.6 shows one of several recordings, taken on three subjects and lasting 50 s, of the residual slopes ($\Sigma_{corrected}$), while the subject is requested to stare at a given point on the target. Winking does not open the servo-loop and appears even necessary to properly hydrate the cornea. As illustrated in Fig.5 for one case, all curves show an inflexion after ca. 300 iterations (30 s), probably the time needed by the subject to stabilize. But none shows a plateau clear enough to designate a systematic optimal snapshot time.

To examine the role of residual eye motions, an accurate control could be obtained with an Electrooculograph.

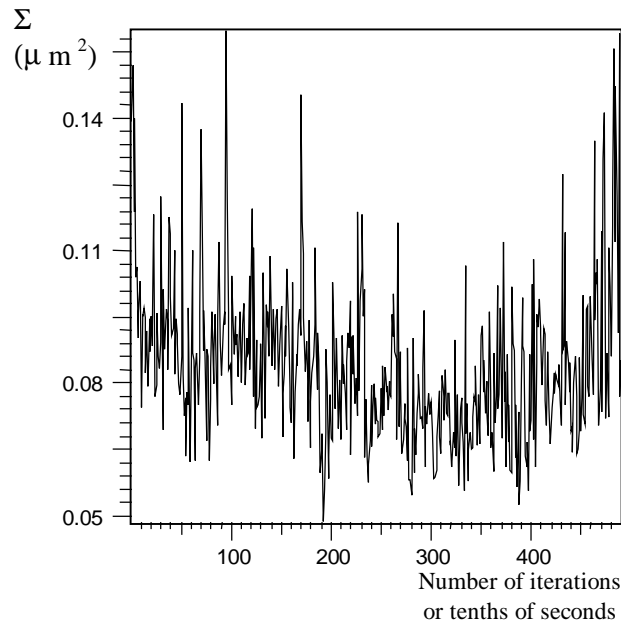


Figure 6. Variance Σ of the slopes versus time, for EG right eye, accommodation not inhibited, raw data.

4.3. Conclusion

These results show that even eyes with good vision, once dilated, may present aberrations which make AO correction impossible with a $\pm 2 \mu\text{m}$ wavefront correction amplitude. From eight subjects, the complete correction could not be regularly achieved on five whose visual acuity with 3 mm pupils, although excellent, was slightly worse than for the others. This variability of eyes having good vision for high order aberrations has already been noted by Hofer et al¹⁰ and is clearly confirmed here. Contrast sensitivity has been suggested as more relevant than visual acuity to estimate these aberrations⁵, a point which remains to be proven. It would remain to correlate either factor to the required DM amplitude for guaranteed AO correction.

We have also shown that an AO software, displaying in real time the evolution of Σ , could help assess the snapshot optimal time. Lacking clear evidence for such an instant, we derive, from the selected gain the time needed for the servo to converge (a few seconds) and trigger the snapshot.

5 Imaging the retina with AO

Among the 3 subjects on which the AO loop was properly closing, we have submitted one (VG) to the protocol and obtained corrected retina images on a 1° field at $\approx 1.5^\circ$ eccentricity.

5.1 Imaging procedure

To find approximately the position of the science camera, there is no need for a subject's eye. The AO loop is first closed on a point source formed at infinity, then the camera, driven by a motorized translation stage, is placed at the sharpest image location (sharpness determined by a real-time Fourier analysis). Assuming the subject with a good vision stares at the target to avoid accommodation, optimal conjugation between retina and camera should then be obtained. To avoid the small foveal cone and rod area, the target is a text where the subject must stare at a given letter. This leads to a few degrees of eccentricity on the retina for the final image center. Fig.8a and 8b show images obtained on VG (dilated) without and with AO.

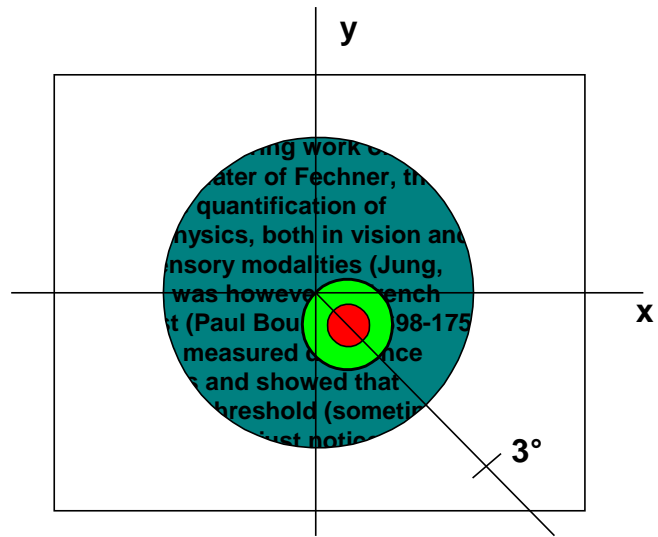


Figure 7. Projection of the retina during the process of image acquisition. The z-axis is the visual axis, joining fixation target and fovea. The red spot is the “laser guide star”, the optical fiber’s image is the green disk surrounding the laser spot. The fixation target is the black text on a gray-blue background. In this case, the subject is staring at the second letter “e” of the word “however” and the eccentricity here is 0.5 degree.

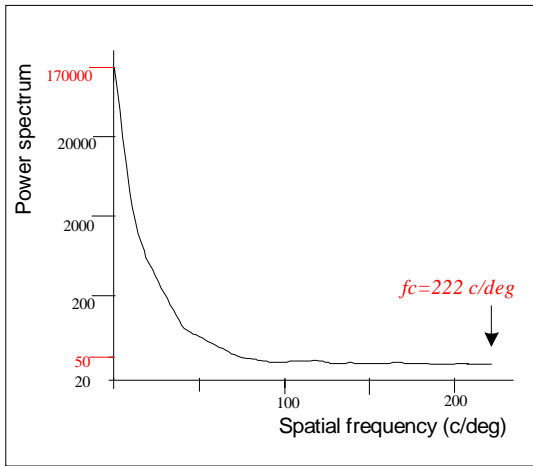
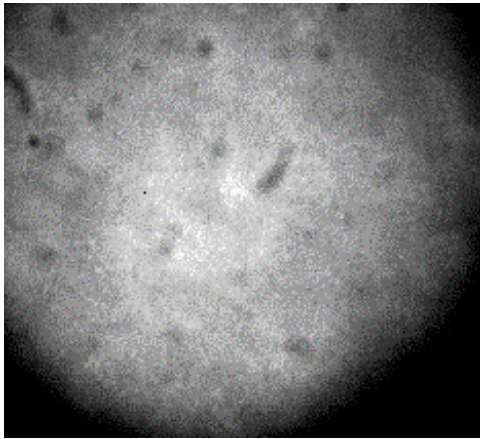


Figure 8a. (Top) Image of $\approx 1^\circ$ field on the retina (eccentricity = 1.5°) without AO, subject VG. Field : $\approx 300 \times 300 \mu\text{m}$. The contrast has been enhanced for the print. The non circular spots are dust grains on the CCD surface. (Bottom) The corresponding circular averaged power spectrum.

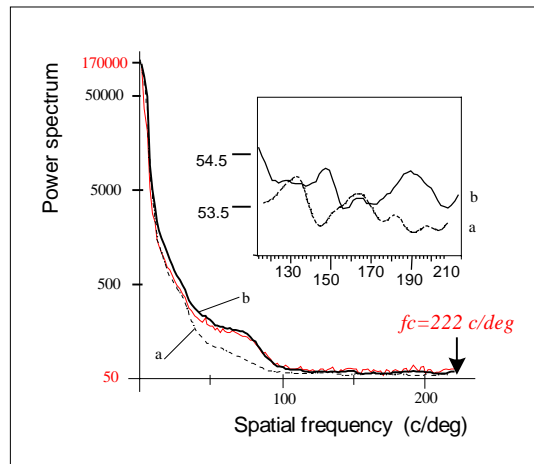
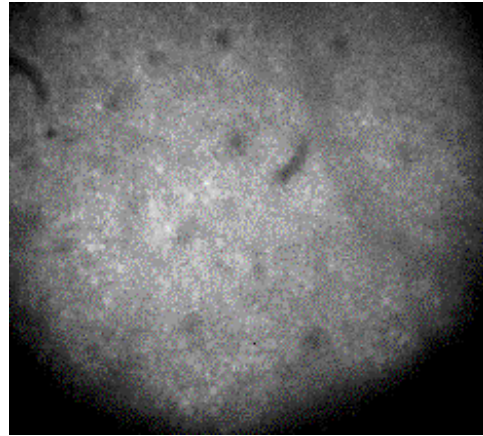


Figure 8b. (Top) Image of $\approx 1^\circ$ field on the retina (eccentricity = 1.5°) with AO, subject VG. Field : $\approx 300 \times 300 \mu\text{m}$. The contrast has been enhanced for the print. The non circular spots are dust grains on the CCD surface. (Bottom) Circular averaged power spectra ; (thin line) Unfiltered power spectrum ; (heavy line, b) Filtered spectrum ; (dash-dot, a) Smoothed without AO, for comparison. The ≈ 50 level is the estimated white noise power density.

Fig.8a and 8b also give averaged radial cuts of the image spatial power density spectra, uncorrected and corrected. S/N ratio is good, about 6. The diffraction limit $\lambda/D = 7.85 \cdot 10^{-5}$ rd for a 7 mm pupil at $\lambda = 550$ nm corresponds to the spatial frequency cut-off $f_c = 222$ c/deg .

We first observe the correction leads to a significant gain beyond 35 c/deg, reaching a factor 2 in power near 75 c/deg, and corresponding to the obvious resolution improvement when looking at the image. 75 c/deg corresponds to the cone frequency (on the basis of a mean cone separation of about 5.3 μm , assuming an eye's equivalent focal length of 17 mm), as previously noted by Hofer et al¹¹. The mean cone separation obtained by histology is 5.5 μm at 1.5° eccentricity.

Given the frequency transmission of the corrected MTF (Fig. 2), peaks observed at 150 and 190 c/deg may be real, although barely above the noise. A quasi-regular pattern of spikes at cone centers (Dirac pavement) with the above spacing leads indeed to harmonics of 74 c/deg at 148 and 222 c/deg, the higher harmonics amplitude being reduced by the convolution with the individual photoreceptor spatial spectrum. The slight peak at 190 c/deg, if real, is yet unexplained. A fully convincing case would require the derivation of the whole system MTF, including the eye, a difficult measurement we have not done.

5.2 Contrast and signal to noise ratio on images

These quantities are estimated on a zone where photoreceptors are clearly visible (in the central zone of the image). They are defined by :

$$\text{Contrast} = A_{\max} / \Phi$$

where A_{\max} is the peak to peak brightness fluctuation in the selected zone and Φ is the mean value of the signal in the same zone.

$$S/N = \frac{A_{\max}}{\sqrt{(\Phi + \sigma_{ro}^2)}}$$

where σ_{ro} is the value of the science camera read-noise.

Table 3 : Corrected and uncorrected contrast and S/N

	Without AO	With AO
Contrast A_{\max}/Φ	0.25	0.32
S/N	5.3	6

The S/N ratio corresponds to what was expected from parameter choices made in Sect.3 and Table 1. The gain in contrast is about 1.3. Indeed, AO correction enhances the high frequency content of the image (near photoreceptor frequencies), as seen on the power spectra, whereas contrast and signal-to-noise measure a more global gain over the whole range of spatial frequencies.

6. Conclusion

These studies show that the AO system we developed can improve the retinal image quality of dilated eyes. The quality of the final correction varies strongly among the subjects we assessed. The aberrations of 3 subjects, for one eye with good vision, have been completely corrected leading to residual slope normalised variance of about 0.075 μm^2 . Visual acuity measurements show that the eye quality of these 3 subjects is slightly better than the quality of the others. Nevertheless, the use of this criterion alone did not suffice to predict the ultimate AO quality of correction, which depends certainly on phenomena such as fixation capacity, eyestrain, tear film quality, etc.

The system's PSF was determined, giving the upper limit of the optical quality that can be reached when imaging an object with AO. We obtained a Strehl ratio of about 0.35. This value is sufficient to reach a twofold increase in the photoreceptor power spectrum, when imaging a field of 1° on the retina with AO, and allows therefore physiological studies. Our results confirm several conclusions of Hofer et al.¹¹ : the need for short exposures and the enhancement of the image resolution with AO. Although we

only have a 13-actuator mirror, we find spectral information in the image nearly up to the diffraction limit. Although the illuminating flux is limited by safety constraints, signal-to-noise ratio is sufficient to avoid co-adding of corrected images, a method inevitably leading to a loss in resolution.

Future improvements, involving the use of a 37-actuator deformable mirror and an infrared incoherent source will yield a better correction near the diffraction limit. In addition, a larger dynamic range for the deformable mirror should accommodate dilated emmetropic subjects, no matter what their aberrations. Criteria need to be developed to optimize parameters such as loop gain, temporal correction bandwidth etc... according to the goal (e.g. imaging sharp features on the retina, vision improvement, etc.).

Applying AO to ophthalmology will provide new information about understanding the basic properties of the living human retina. AO may be also useful for clinical applications, as retinal diagnosis and surgery, by providing high resolution images of small details. A special field of interest is the coupling of AO with Optical Coherent Tomography. OCT is a technique used to investigate the retina in vivo and in depth (z -axis). Its current depth resolution is imposed by the (x,y) resolution and limited to a value of $\approx 40 \mu\text{m}$. Hence, an AO gain in imaging resolution will lead to a similar gain for in-depth resolution. A full-field OCT ($450 \times 450 \mu\text{m}$) is already being developed (Gardette et al.¹²) and will be coupled with our adaptive optics system to reach three-dimensional micrometer resolution.

7. Acknowledgments.

This work succeeded thanks to the help of Pascal Jagourel (*Compagnie industrielle des lasers*, CILAS) who kindly lent the deformable mirror, and continuous interest of Claude Boccara (*E.S.P.C.I.*) and Sacha Loiseau (*Mauna Kea Tech*). Douchane Stefanovitch contributed to the electronics, David Wafflard and Bruno Bianchi to the control software. Marie Glanc was supported by a *Centre national de la recherche scientifique* PhD Fellowship. The project has been funded through an Action incitative (Ministère de la recherche), a Programme Pluri-Formations (Observatoire de Paris) and a SESAME Program from the *Région Ile-de-France*.

4. Réalisation pratique de la conjugaison des pupilles dans le montage d'Optique Adaptative ophtalmologique

Indépendamment de l'existence ou non de fluctuations temporelles des défauts de l'œil, un phénomène dégradant la correction par OA est la qualité médiocre de la conjugaison tridimensionnelle des pupilles. Je rappelle que pour analyser et corriger les aberrations en sortie de l'œil, il s'agit de conjuguer convenablement à la fois pupille de sortie de l'œil (qui est physiquement très proche de la surface de la cornée), surface du miroir déformable, et matrice de microlentilles. La conjugaison des deux dernière est facilitée par le fait que la caméra d'analyse peut être « désolidarisée » de l'AFO. On peut aisément la retirer du mini-banc sur lequel elle est montée et positionner une lunette de visée à sa place. Cette lunette permet d'imager le plan pupille matérialisé par la matrice de microlentilles sur la rétine de l'expérimentateur. En éclairant fortement la monture du miroir, on visualise alors les deux pupilles. Pour les superposer, on utilise les vis de réglages ménagées à cet effet dans le support mécanique de l'AFO.

Par contre, il est impossible d'éclairer suffisamment l'œil de sorte à apercevoir également sa pupille dans la lunette de visée.

Le système utilisé jusqu'ici pour assurer le positionnement en z de la pupille de sortie de l'œil utilise un œil artificiel. On remplace l'œil humain par le système décrit au chapitre V, paragraphe 1. On l'éclaire très fortement, afin de distinguer sa pupille dans le champ de la lunette de visée. On déplace l'œil artificiel jusqu'à voir nettes les trois pupilles simultanément. On remet alors l'œil humain en place en s'efforçant de placer la cornée au même endroit que celle de l'œil artificiel. Mais le positionnement n'est pas très précis.

J'avais alors imaginé un système qui devait permettre de placer la cornée au bon endroit, en observant en temps réel la réflexion sur cette dernière sur une caméra vidéo. Lorsque la tache résultant de la réflexion était focalisée, la pupille d'œil était conjuguée axialement avec les autres pupilles du système. Une fois l'œil positionné en z , l'empreinte dentaire empêchait les mouvements de tête qui auraient pu nuire à la conjugaison réalisée. Cependant, la dynamique de la caméra n'était pas suffisante : elle saturait lorsque l'œil était proche du plan pupille alors que le signal s'évanouissait dès qu'on s'en éloignait un peu. Un système astucieux (moyennant par exemple l'ajout d'une densité) reste donc à inventer pour assurer convenablement la conjugaison des pupilles du système.

Quant à la conjugaison en (x,y) , l'immobilisation par empreinte dentaire n'est pas suffisante : L'œil peut être en place un instant, ses mouvements en rotation ainsi que la possibilité résiduelle de translater légèrement la tête (cf. chapitre III, paragraphe I) font que l'instant d'après, la conjugaison n'est plus assurée. Pour résoudre ce problème, l'idéal est de suivre la pupille en temps réel à l'aide d'un système tel que celui décrit en annexe. L'utilisation d'un tel dispositif implique d'importantes améliorations, de sorte à pouvoir réduire la taille du miroir « tip-tilt » permettant le montage en boucle d'asservissement. Des appareils qui pourraient convenir (à étudier) existent d'ores et déjà dans le commerce. Leur utilisation éviterait un développement impliquant probablement un investissement temporel important.

5. De la nécessité d'acquérir une nouvelle caméra d'imagerie

*Dans la voie imagerie, des améliorations sont à apporter en ce qui concerne le positionnement de la caméra d'imagerie. Elle est montée sur une platine de translation motorisée, qui a une course et un pas adapté au sondage des couches de rétine. Ainsi, un déplacement de 1,8 mm de la caméra se traduit par une translation de 10 μm de la couche de rétine conjuguée avec la surface du CCD. De plus, la course de la vis micrométrique permet d'explorer les 560 μm de profondeur de rétine. Je décris au chapitre V, le processus de mise en place de la caméra à partir d'une source ponctuelle à 550 nm située à l'infini. Lorsque l'image de cette dernière est nette après correction par OA, une couche de rétine contenant des photorécepteurs doit également être conjuguée avec le CCD après convergence de l'asservissement. Dans la pratique, les choses ne se passent pas aussi bien, et il faut translater la caméra de quelques millimètres autour de cette position pour trouver le meilleur foyer. Ceci peut être dû au fait que le degré de correction atteint sur l'œil n'est pas assez bon pour que l'on puisse considérer que la couche des photorécepteurs est à l'infini quand on la regarde depuis le montage. La visualisation en temps réel de la qualité de l'asservissement (par l'intermédiaire du tracé de la valeur rms spatiale des pentes résiduelles à travers le temps, cf. chapitre V, paragraphe 3.3.2) doit aider à repérer le moment où la correction est terminée, afin d'enregistrer une image. Je rappelle que les études réalisées montrent qu'une fois la boucle fermée, la qualité de la correction demeure *en moyenne* constante pendant tout le temps où l'œil reste en place. Une fois la décision prise de déclencher la prise d'image, il faut néanmoins être rapide. Plus le délai est long, plus il y a de risques que le sujet modifie légèrement son point de visée (sous le coup de la fatigue et de l'éblouissement) ; on perd alors la maîtrise du choix de la zone de rétine imagée. La synchronisation des deux programmes de commande du miroir déformable et de la caméra d'imagerie doit permettre d'éviter de se trouver dans cette situation. Pour l'instant, les deux sont installés sur des calculateurs distincts, qui ne sont pas reliés par réseau. Une synchronisation matérielle s'avérera probablement être la solution.

Lorsque le meilleur foyer est repéré, et qu'une image de bonne qualité optique a été enregistrée sur la caméra d'imagerie, il semble intéressant d'accumuler plusieurs images de qualité équivalente pour les traiter ultérieurement. On peut penser par exemple à l'application d'algorithmes de déconvolution lorsqu'on aura obtenu des valeurs de la FEP corrigée dans l'œil. Pour fonctionner correctement, ces algorithmes

nécessitent d'avoir plusieurs images à leur disposition. Malheureusement, dans la pratique, il n'a jamais été possible d'enregistrer deux images de bonne qualité à la suite l'une de l'autre, même si la caméra n'est pas déplacée et que le sujet reste (apparemment) en place. Le temps de lecture de la caméra d'imagerie est tellement important (≈ 17 s), que les conditions expérimentales (point de visée du sujet, état de l'accommodation) ont pu se modifier légèrement entre les deux acquisitions. Cependant, si la boucle est fermée et qu'aucune électrode ne sature lors des prises d'images, il n'y a pas de raison pour que la conjugaison de la couche de photorécepteurs avec le CCD soit meilleure dans un cas que dans l'autre. Plaçons-nous dans le cas particulier où on cherche à imager les photorécepteurs. Des raisons de nature physiologiques peuvent être imaginées pour lesquelles ces cellules apparaissent nettes sur une image et pas sur la suivante. On peut penser par exemple qu'après illumination par un flash intense, elles saturent et rétro-diffusent moins de signal. Et que cet état dure plusieurs dizaines de secondes...

Pour comprendre précisément pourquoi il est pour l'instant impossible d'obtenir deux images successives de bonne qualité, il faut être capable *d'acquérir des images à plus haute cadence, sans pour autant perdre en rapport signal à bruit* (voisin de 6 dans les zones de photorécepteurs, cf. chapitre V, paragraphe 3.5.2). Le niveau de flux envoyé dans l'œil pour l'imagerie rétinienne est situé un facteur 7 en dessous des normes de sécurité. Il ne peut guère être augmenté.

La résolution de ce problème passe par l'acquisition d'une nouvelle caméra d'imagerie. Les caractéristiques idéales de cette caméra sont détaillées ci-dessous.

Pour comprendre précisément pourquoi il est pour l'instant impossible d'obtenir deux images successives de bonne qualité, il faut être capable *d'acquérir des images à plus haute cadence, sans pour autant perdre en rapport signal à bruit* (voisin de 6 dans les zones de photorécepteurs, cf. chapitre V, paragraphe 3.5.2). Le niveau de flux envoyé dans l'œil pour l'imagerie rétinienne est situé un facteur 7 en dessous des normes de sécurité. Il ne peut guère être augmenté.

La résolution de ce problème passe par l'acquisition d'une nouvelle caméra d'imagerie. Les lignes qui suivent détaillent les caractéristiques idéales de cette caméra.

- bruit de lecture faible

Le système d'imagerie est pour l'instant *limité par le bruit de photons du signal*. Avec la nouvelle caméra, on a tout intérêt à se placer dans la même configuration, qui signifie que tous les photons sortant de l'œil sont utiles. Il s'agit donc de sélectionner

une caméra possédant un bruit de lecture relativement faible : un rapide calcul permet de chiffrer la limite supérieure du bruit de lecture de la caméra

Pour 800 μW envoyés dans l'œil, on récupère 0,082 nJ sur la caméra d'imagerie en 7 ms, soit $230 \cdot 10^6$ photons à 550 nm.

Le nombre de pixels constituant l'image est d'environ 75000.

Le nombre de photons incidents par pixel s'élève alors à ≈ 3100 .

On en déduit que pour une caméra possédant un rendement quantique de 100 %, le système reste limité par le bruit de photons du signal incident tant que le bruit de lecture de la caméra n'excède pas 55 e^- rms.

- rendement quantique élevé.

La technologie n'autorise pas une valeur de rendement quantique aussi élevée. Le bruit de lecture maximal tolérable sera inférieur à 55 e^- rms car multiplié par la racine carrée du rendement quantique à la longueur d'onde de travail.

On a tout intérêt donc à choisir une caméra parmi celles possédant un rendement quantique élevé.

- fréquence trame élevée

La fréquence image doit être élevée, pour que les conditions expérimentales demeurent très proches d'une acquisition à l'autre, lorsque la boucle d'OA est fermée. C'est d'ailleurs ce point précis qui suscite l'achat d'une nouvelle caméra.

- petite taille de CCD

La taille du champ imagé au fond de l'œil, conjuguée à la valeur du grandissement du système ($\approx 13,5$), montrent que la surface du CCD peut être choisie bien inférieure à celle du CCD de la caméra Hi-SIS22. Plus précisément, un détecteur de diagonale ≈ 5 mm est amplement suffisant.

- dynamique du convertisseur analogique-numérique supérieure à 8 bits

La dynamique de la caméra dépend de la profondeur de puits (= capacité) des pixels. Il faut vérifier pour chaque modèle de caméra relevé que la dynamique est suffisante pour le travail sur l'œil. Une dynamique de 8 bits est assurément trop faible, mais il n'est pas nécessaire de pouvoir coder le signal sur 16 bits.

Ces considérations ont permis de sélectionner d'ores et déjà quelques modèles adéquats. En particulier, la caméra RET-ex de chez Q-imaging semble présenter les spécifications attendues.