

# Utilisation d'un senseur de courbure de fronts d'onde pour la mesure des aberrations de l'oeil

Ecole d'ingénieurs du canton de Vaud



Auteur : Sébastien Tanniger

Prof. responsable : Dr. François Wildi

Date : 14 décembre 2004



# Introduction

---

Le développement du senseur de courbure par F. Roddier il y a une quinzaine d'années a été la seule invention notable dans le domaine de la mesure de fronts d'ondes optiques qui ait subit avec succès l'épreuve de la mise en pratique. Cette mesure remarquablement simple paraît adaptée à l'ophtalmologie puisque le coût de sa mise en pratique pourrait la mettre à la portée des cabinets médicaux.

Le travail consiste à étudier le senseur de courbure pour en comprendre le principe et les paramètres qui régissent son comportement, à proposer un montage complet (optique, imageur, oscillateur, traitement) qui permette la réalisation d'une mesure d'aberration oculaire et éventuellement inclue une provision pour accommoder un miroir adaptatif dans le futur. Et enfin à réaliser ce montage et à le caractériser sur des sujets vivants.

Cahier des charges :

- Compréhension de base d'un senseur de courbure (a été le sujet du travail de semestre)
- Compréhension plus approfondie du senseur par modélisation numérique et expérimentation des paramètres dimensionnants. Compréhension des algorithmes de reconstruction. Génération d'un modèle numérique senseur + reconstituteur et calibration.
- Design d'un *phoropter* de laboratoire à senseur de courbure, y compris le senseur de courbure lui-même.
- Réalisation de l'expérience y compris le logiciel.
- Mise au point et caractérisation.



# Table des matières

---

<b>1</b>	<b>Introduction théorique</b>	<b>1</b>
1.1	Senseur de courbure . . . . .	1
1.1.1	Description et analyse théorique . . . . .	1
1.2	L'oeil humain et ses aberrations . . . . .	5
1.2.1	Effets des aberrations sur la vue . . . . .	6
<b>2</b>	<b>Génération d'images intra/extra focale</b>	<b>7</b>
2.1	Réseau de diffraction . . . . .	8
2.1.1	Description et analyse théorique . . . . .	8
2.1.2	Réalisations et documentations . . . . .	13
2.1.3	Résultats expérimentaux . . . . .	14
2.1.4	Analyse . . . . .	15
2.2	Simulation d'images intra/extra focales . . . . .	17
<b>3</b>	<b>Reconstruction de fronts d'onde</b>	<b>21</b>
3.1	Reconstruction par <i>FFT</i> . . . . .	21
3.2	Correction des images intra/extra focales . . . . .	23
3.2.1	Description et analyse théorique . . . . .	25
3.2.2	Réalisations et documentations . . . . .	26
3.3	Algorithme de reconstruction . . . . .	28
3.3.1	Description et analyse théorique . . . . .	28
3.3.2	Réalisations et documentations . . . . .	28

3.4	Calibration du reconstituteur . . . . .	29
<b>4</b>	<b>Montage optique</b>	<b>31</b>
4.1	Banc optique . . . . .	31
4.1.1	Description et analyse théorique . . . . .	31
4.2	Calcul laser . . . . .	32
4.3	Caméra . . . . .	34
4.3.1	Description et analyse théorique . . . . .	34
4.3.2	Réalisations et documentations . . . . .	34
4.3.3	Résultats expérimentaux et analyse . . . . .	34
4.4	Diode laser . . . . .	36
4.4.1	Description et analyse théorique . . . . .	36
4.4.2	Réalisations et documentation . . . . .	39
<b>5</b>	<b>Mesures et caractérisations</b>	<b>41</b>
5.1	Lentilles ophtalmiques . . . . .	41
5.2	Aberrations du système . . . . .	43
5.3	Mesures ophtalmiques . . . . .	43
5.4	Interface <i>matlab</i> . . . . .	45
5.4.1	Comparaisons des mesures . . . . .	46
<b>6</b>	<b>Conclusion</b>	<b>47</b>
<b>A</b>	<b>Les polynômes de Zernike</b>	<b>49</b>
<b>B</b>	<b>Les fichiers <i>mex</i></b>	<b>55</b>
B.1	fonction <i>lucam</i> . . . . .	58
<b>C</b>	<b>CD-ROM</b>	<b>59</b>
<b>D</b>	<b>Poster de présentation</b>	<b>61</b>

<i>Table des matières</i>	vii
<b>Remerciements</b>	<b>63</b>
<b>Bibliographie</b>	<b>63</b>



## Table des figures

---

1.1	Dans l'espace objet (haut), les images des intensités $I_1$ et $I_2$ correspondent à des images défocalisées. Dans le conjugué espace objet, les images correspondent aux images des pupilles défocalisées. . . . .	2
1.2	Aberrations typiques d'un oeil (valeurs RMS) . . . . .	5
1.3	Fluctuations des aberrations dans l'oeil . . . . .	5
1.4	Effets des aberrations dans les yeux sur l'image formée sur la rétine . . . . .	6
2.1	Différents moyens d'obtenir les images intra/extra focales . . . . .	8
2.2	Déplacement du réseau de $\Delta x$ . . . . .	9
2.3	Lentille associée à un réseau, l'image d'un objet sur plusieurs plans . . . . .	11
2.4	Schéma optique du système utilisé pour la détection de fronts d'onde . . . . .	12
2.5	Diffraction par une ouverture . . . . .	13
2.6	Images de diffraction d'ouvertures simples . . . . .	14
2.7	Comparaisons entre simulations (en couleurs) et mesures (en N/B) ( $d_0 = 30\mu m$ )	15
2.8	Comparaisons entre simulations et mesures ( $d_0 = 40\mu m$ ) . . . . .	15
2.9	Images intra/extra du système . . . . .	16
2.10	Image défocalisée idéale . . . . .	18
2.11	Front d'onde, images et signal de différents modes de <i>Zernike</i> . . . . .	19
3.1	Algorithme permettant une première estimation du front d'onde $W(x,y)$ . . . . .	23
3.2	Reconstruction de différents fronts d'onde . . . . .	24
3.3	Défaut local du front d'onde . . . . .	25

3.4	Algorithme général . . . . .	29
3.5	Reconstruction d'un front d'onde complexe . . . . .	30
4.1	Schéma du banc optique . . . . .	32
4.2	Calibration de la caméra . . . . .	35
4.3	Module diode laser . . . . .	36
4.4	Schéma bloc de l'ic <i>IC-WJ</i> . . . . .	37
4.5	Plan d'implantation de la platine électronique de <i>Conrad</i> . . . . .	38
4.6	Boîtier alimentation diode laser . . . . .	39
4.7	Banc optique utilisé pour les mesures . . . . .	40
5.1	Mesures de lentille ophtalmiques . . . . .	42
5.2	Aberrations propre du système . . . . .	43
5.3	Décomposition modale des aberrations du sujet A . . . . .	44
5.4	Décomposition modale des aberrations du sujet B . . . . .	44
5.5	Interface graphique <i>matlab</i> . . . . .	45
5.6	Comparaisons des reconstructions du sujet B . . . . .	46
B.1	Cycle effectué par matlab lors de l'appel d'une fonction <i>mex</i> . . . . .	56

## Liste des tableaux

---

3.1	Expressions analytiques des termes du Jacobien de la transformation. (Avec $\rho^2 = x^2 + y^2$ ) . . . . .	26
3.2	Calibration du reconstitueur (après une première approximation) . . . . .	30
3.3	Reconstruction d'un front d'onde complexe . . . . .	30
4.1	Éléments constituant le banc optique . . . . .	33
5.1	Correspondance $\mu m$ RMS en dioptries, $r = 1.5mm$ . . . . .	42
5.2	Valeurs reconstruites en $\mu m$ (RMS) . . . . .	44
A.1	Différents modes de <i>Zernike</i> 1-7 . . . . .	50
A.2	Différents modes de <i>Zernike</i> 8-14 . . . . .	51
A.3	Différents modes de <i>Zernike</i> 15-20 . . . . .	52



# Chapitre 1

## Introduction théorique

---

### 1.1 Senseur de courbure

#### 1.1.1 Description et analyse théorique

Roddier [3] explique en détail le fonctionnement du senseur de courbure. La technique consiste à acquérir deux images  $I_1$  et  $I_2$ , placées dans deux plans *intra* et *extra* focaux (figure 1.1 haut), le plan  $P_1$  à une distance  $l$  en amont du point focal  $F$ , et le plan  $P_2$  à une distance similaire  $l'$  en aval du point focal  $F$ . Dans l'espace objet (figure 1.1 bas), les intensités lumineuses correspondent aux conjugués de deux sections en coupe du rayon lumineux, la première en amont de la pupille d'entrée, et la seconde en aval. Pour tous les développements mathématiques qui vont suivre, nous allons poser les conditions initiales suivantes : les deux images sont défocalisées symétriquement, cela signifie que les distances séparant les sections du rayon et le plan de la pupille sont identiques et sont égales à  $\Delta z$ .

En prenant en compte un rayon paraxial se propageant parallèlement à l'axe  $z$ , l'équation de transport d'éclairement [18] s'exprime :

$$\frac{\partial I}{\partial z} = -(\nabla I \cdot \nabla W + I \nabla^2 W) \quad (1.1)$$

où  $I(x,y,z)$  est la distribution de l'intensité le long du rayon lumineux,  $W(x,y)$  correspond à la surface du front d'onde et  $\nabla$  est l'opérateur  $\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}$ .

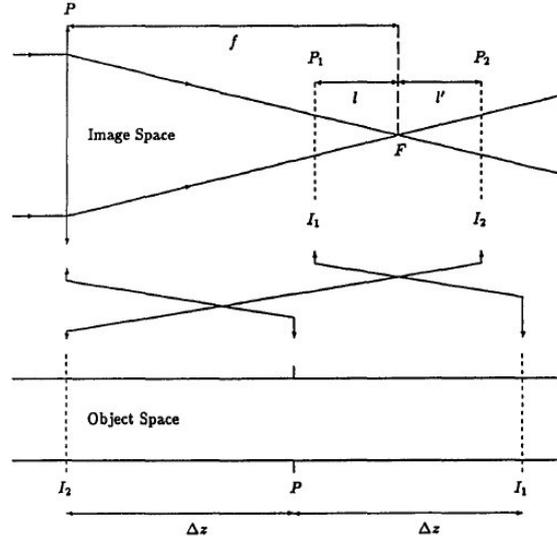


FIG. 1.1 – Dans l'espace objet (haut), les images des intensités  $I_1$  et  $I_2$  correspondent à des images défocalisées. Dans le conjugué espace objet, les images correspondent aux images des pupilles défocalisées.

On applique l'équation 1.1 au plan de la pupille ( $z = 0$ ), où l'on considère l'intensité lumineuse uniforme et égale à  $I_0$  à l'intérieur de la pupille, et nulle à l'extérieur. Dans ce plan,  $\nabla I = 0$  partout à l'exception du contour de la pupille, où

$$\nabla I = -I_0 \hat{n} \delta_c \quad (1.2)$$

Ici,  $\delta_c$  correspond à une distribution de Dirac autour du contour de la pupille et  $\hat{n}$  est un vecteur unité perpendiculaire au contour et dirigé contre l'extérieur. En remplaçant l'équation 1.2 dans l'équation 1.1, on trouve :

$$\frac{\partial I}{\partial z} = I_0 \frac{\partial W}{\partial n} \delta_c - I_0 P \nabla^2 W \quad (1.3)$$

$\frac{\partial W}{\partial n} = \hat{n} \cdot \nabla W$  correspond à la dérivée radiale du front d'onde sur le contour de la pupille contre l'extérieur.  $P(x, y)$  est une fonction égale à 1 à l'intérieur de la pupille et 0 à l'extérieur. En considérant les approximations de l'optique géométrique, nous pouvons ensuite déterminer

les 2 intensités  $I_1$  et  $I_2$  :

$$I_1 = I_0 - \frac{\partial I}{\partial z} \delta_z \quad (1.4)$$

$$I_2 = I_0 + \frac{\partial I}{\partial z} \delta_z \quad (1.5)$$

La quantité  $S$  appelée le *signal du capteur* est définie par :

$$S = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} = \frac{1}{I_0} \frac{\partial I}{\partial z} \Delta z \quad (1.6)$$

Il est important tout de même de noter que dans la pratique, les acquisitions des images s'effectuent dans l'espace image, il faut donc effectuer une inversion (une rotation de 180 degrés) de l'image  $I_2$ . En prenant l'équation 1.3 et l'équation 1.6, on trouve :

$$S = \left( \frac{\partial W}{\partial n} \delta_c - P \nabla^2 W \right) \Delta z \quad (1.7)$$

Le système optique construit l'image de la coupe du rayon lumineux qui est située en amont du plan de focalisation à une distance  $l$ . A l'aide de la loi de Newton, on peut en déduire :

$$(\Delta z + f) l = f^2 \quad (1.8)$$

D'où,

$$\Delta z = \frac{f(f-l)}{l} \quad (1.9)$$

En combinant l'équation 1.9 avec l'équation 1.7, on trouve :

$$S = \frac{f(f-l)}{l} \left( \frac{\partial W}{\partial n} \delta_c - P \nabla^2 W \right) \quad (1.10)$$

avec :

$$\nabla^2 W = \frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} \quad (1.11)$$

On peut voir dans l'équation 1.10 qu'il existe un terme lié aux grandeurs géométriques (optiques) du système, cela correspond en fait à un *gain optique*, il augmente lorsque la distance intra/extra focale  $l$  diminue.

En supposant que l'acquisition des images se fera directement sur les plans intra/extra focaux sans modification géométrique (optique) ; si on se place proche du foyer, on va perdre de la résolution spatiale, mais le système sera plus sensible aux basses fréquences spatiales (donc aux aberrations de bas ordre) et à l'inverse, une distance  $l$  proche de la pupille nous permettra d'atteindre des fréquences élevées.

C'est un des avantages du capteur de courbure par rapport à un *Shack-Hartmann*. Sur ce dernier, le gain est caractérisé par la distance focale des lentilles, et c'est un paramètre fixe, sur un capteur de courbures, cette distance  $l$  peut être aisément modifiable. . .

D'après la littérature [4, 12], le plus gros problème des capteurs de courbure est le repliement spatial du spectre de mesures, qui survient lorsque l'on mesure des déformations plus petites que la taille des éléments d'échantillonnage. Mais dans notre cas, grâce à l'utilisation d'un capteur CCD, le nombre de sous pupilles est très important et leurs dimensions très faibles, ce qui devrait réduire très nettement ce problème.

L'acquisition des deux images devrait s'effectuer de manière différentielle (on perdrait autrement l'avantage de compensations des erreurs). Elle nécessite donc l'emploi d'un miroir à membrane dont la courbure est déformable, ou de placer les deux images sur le même capteur à l'aide de séparateurs de rayons ou plus récemment de réseaux de diffraction, c'est le propos du chapitre 2.

En cherchant des informations sur ce capteur, nous avons pu remarquer que la détermination de la longueur intra/extra focale  $l$  optimale pose beaucoup de problèmes. Des résolutions analytiques ont rarement été effectuées [13] à cause de leur complexité. Le meilleur moyen reste semble-t-il la simulation numérique [20].

## 1.2 L'oeil humain et ses aberrations

De récentes études ont été réalisées pour déterminer les aberrations des yeux [17], on peut trouver les résultats sur la figure 1.2. Ce sont des valeurs moyennes, les mesures ont été effectuées sur des diamètres de pupille variant entre 3 et 7mm. Ces valeurs définissent

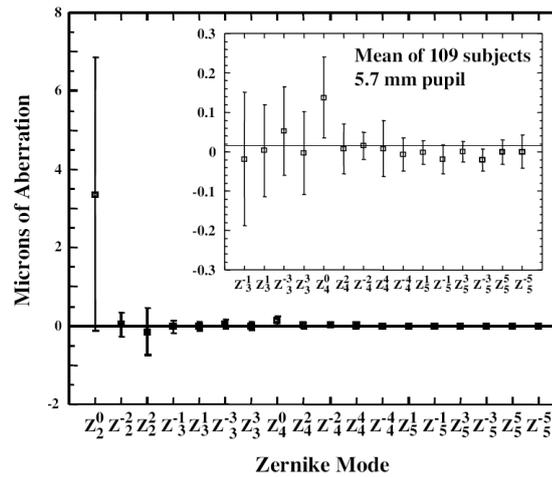


FIG. 1.2 – Aberrations typiques d'un oeil (valeurs RMS)

l'étendue de mesure nécessaire de notre senseur de courbure.

On peut voir sur la figure 1.3 les fluctuations de certaines aberrations au cours du temps. Il

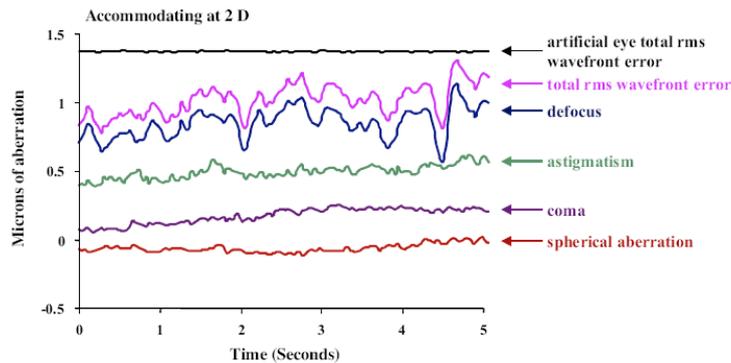


FIG. 1.3 – Fluctuations des aberrations dans l'oeil

est intéressant de voir que les variations d'amplitude ne sont pas négligeables pour certains

modes, ce qui pourra expliquer une éventuelle dispersion des résultats lors de nos mesures.

### 1.2.1 Effets des aberrations sur la vue

La figure 1.4 montre les effets de différentes déformations sur la vue. Les effets du défocus, l'astigmatisme, l'aberration de sphéricité et de coma sont illustrées. Il est intéressant de noter que le défocus induit seulement une image floue, l'astigmatisme donne une image distordue, le coma des images fantômes, et l'aberration de sphéricité un halo autour de l'image.

Ces images sont calculées simplement en effectuant une convolution avec la *PSF* (Point Spread Function) de l'aberration et l'image non déformée.

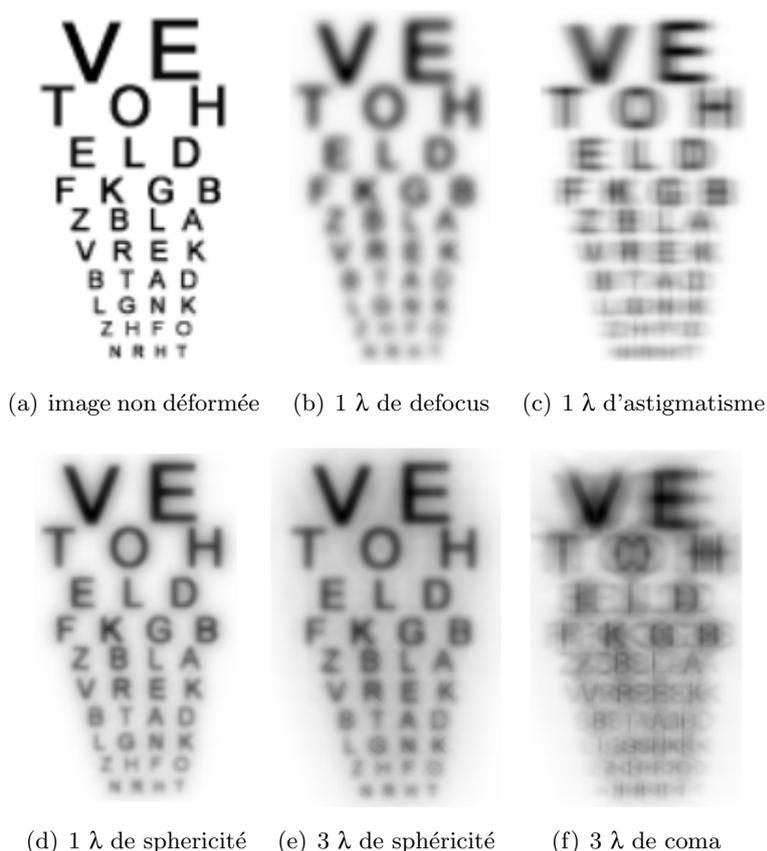


FIG. 1.4 – Effets des aberrations dans les yeux sur l'image formée sur la rétine

## Chapitre 2

### Génération d'images intra/extra focale

---

Comme décrit au chapitre 1, il est nécessaire d'obtenir les deux images intra/extra focale simultanément. Certains moyens possibles sont illustrés sur la figure 2.1. Tous ces montages utilisent des éléments optiques simples, mais ils deviennent vite très onéreux et nécessitent des alignements par rapport au capteur CCD assez difficile. Une autre solution [4, 19] utilise une membrane déformable comme oscillateur, elle a l'avantage de pouvoir changer la distance intra/extra focale en modifiant l'amplitude d'oscillation. Cette méthode, bien que très intéressante, nécessiterait un temps de réalisation et de caractérisations très important. Une autre méthode offre la possibilité d'obtenir simultanément différents plans de focalisation sur le même plan [15]. Cette méthode simple utilise un réseau de diffraction, elle a l'avantage de pouvoir obtenir les deux images directement sur le capteur CCD de la caméra et en utilisant un minimum d'éléments optiques (une seule lentille suffit).

C'est cette dernière solution qui va être choisie pour générer nos images. Bien que jamais utilisée à notre connaissance lors de mesures ophtalmiques, elle paraît adaptée par son faible coût et sa simplicité de mise en oeuvre à cette application.

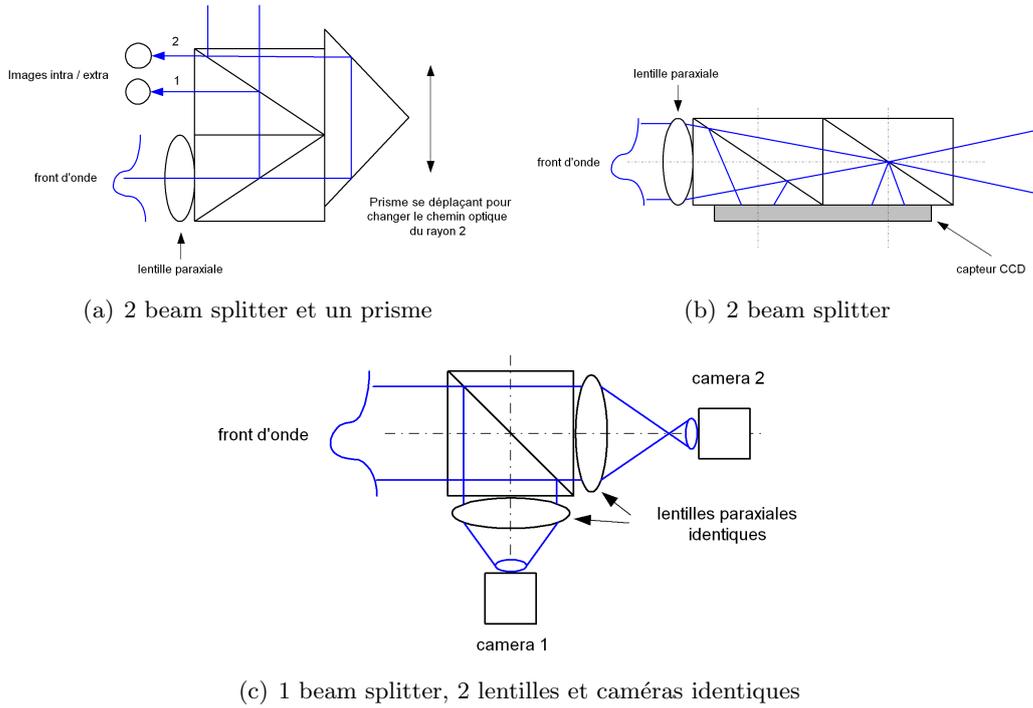


FIG. 2.1 – Différents moyens d'obtenir les images intra/extra focales

## 2.1 Réseau de diffraction

### 2.1.1 Description et analyse théorique

L'étude se base en utilisant tout d'abord un réseau linéaire binaire simple (voir figure 2.2(a)) Si on *tord* la géométrie du réseau localement par un déplacement des stries selon l'axe  $x$ , un décalage de phase est introduit dans le front d'onde qui va le traverser. Le décalage de phase local dépend du déplacement  $\Delta x$  des stries, il est donné par :

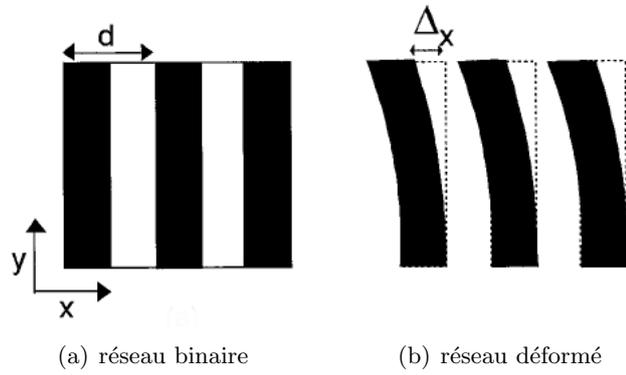
$$\phi_m(x, y) = \frac{2\pi m \Delta x(x, y)}{d} \quad (2.1)$$

avec :

$d$  : période du réseau de diffraction

$m$  : ordre de diffraction du front d'onde dispersé

$\Delta x$  : déplacement des stries

FIG. 2.2 – Déplacement du réseau de  $\Delta x$ 

Tout ceci implique que le décalage de phase dépend linéairement du déplacement  $\Delta x$ , et que ce décalage est d'amplitude égale mais de signe opposé pour les ordres  $m$  positifs et négatifs du même coefficient.

Un élément diffractant qui a le rôle de séparateur de rayons et de défocalisateur est caractérisé par le décalage de phase quadratique par un réseau. Ce réseau est *tordu* en accord avec :

$$\Delta x(x, y) = \frac{W_{20}d}{\lambda R^2} \cdot (x^2 + y^2) \quad (2.2)$$

avec :

$\lambda$  : longueur d'onde

$x$  et  $y$  : coordonnées cartésiennes avec l'origine sur l'axe optique

$R$  : rayon de l'ouverture du réseau

$W_{20}$  : puissance de défocus

$W_{20}$  est le coefficient standard de défocus, son équivalent géométrique est le chemin optique supplémentaire parcouru par rapport à l'arrête supérieure de l'ouverture.

Le changement de phase  $\phi_m$  pour chaque ordre est donc donné par :

$$\phi_m(x, y) = m \cdot \frac{2\pi W_{20}}{\lambda R^2} \cdot (x^2 + y^2) \quad (2.3)$$

On peut également définir l'équation des *lignes* du réseau :

$$\frac{x}{d_0} + \frac{W_{20}(x^2 + y^2)}{\lambda R^2} = n \quad (2.4)$$

avec :

$d_0$  : période centrale du réseau

$n$  : numéro de la ligne (ligne 0 passe par le centre du réseau)

Après des simplifications, on trouve que l'équation 2.4 représente des cercles centrés sur l'axe  $y$  et une ordonnée à l'origine selon  $x$  de :

$$x_n = -\frac{\lambda R^2}{2W_{20}d_0} \quad (2.5)$$

avec des rayons  $C_n$  donnés par :

$$C_n = \left[ \frac{n\lambda R^2}{W_{20}} + \left( \frac{\lambda R^2}{2d_0 W_{20}} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2.6)$$

On peut remarquer que si on ignore le second terme de l'équation 2.6, qui est une constante,  $C_n$  est proportionnel à  $n^{\frac{1}{2}}$ .

La période du motif  $d_0$  au centre du masque est la période la plus caractéristique car elle définit les angles de diffraction des ordres non-zéro de diffraction.

Mais la période des motifs n'est pas constante sur toute l'ouverture, si on considère la structure du motif selon l'axe  $x$ , la période du motif  $d$  à une distance  $x_0$  de l'origine est donnée par :

$$d(x_0) = \frac{d_0 \lambda R^2}{\lambda R^2 - 2d_0 W_{20} x_0} \quad (2.7)$$

De cette équation, en fixant  $x_0 = -R$ , on trouve la période minimum  $d_{min}$  :

$$d_{min} = \frac{d_0 \lambda R}{\lambda R + 2d_0 W_{20}} \quad (2.8)$$

L'équation 2.8 est très importante, car elle définit la précision nécessaire pour la fabrication du réseau.

Si on associe un réseau avec une lentille de distance focale  $f$ , la longueur focale pour chaque ordre de diffraction  $m$  est donnée par :

$$f_m = \frac{fR^2}{R^2 + 2fmW_{20}} \quad (2.9)$$

avec :

$$\delta_{zm} = -\frac{2mz^2 W_{20}}{R^2 + 2mzW_{20}} \quad (2.10)$$

si  $2mzW_{20} \ll R^2$ , l'équation 2.10 devient :

$$\delta_{zm} \approx -2m \left(\frac{z}{R}\right)^2 W_{20} \quad (2.11)$$

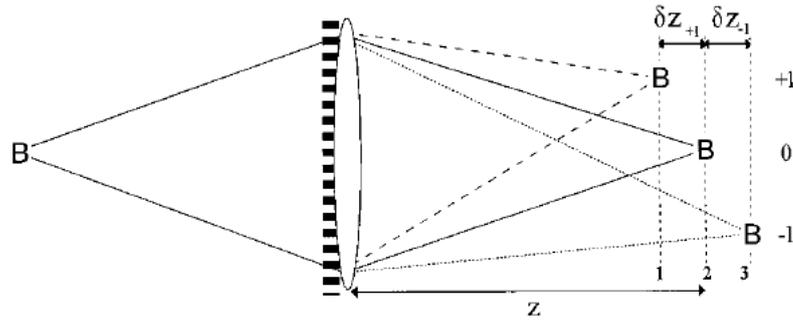


FIG. 2.3 – Lentille associée à un réseau, l'image d'un objet sur plusieurs plans

Un autre type de montage [16], mieux adapté à la détection de courbure de fronts d'onde, est représenté sur la figure 2.4. Dans cette configuration, l'ordre 0 correspond à un objet

focalisé à l'infini, et les ordres +1 et -1 correspondent aux deux plans objets situés à égale distance de la lentille, avec des grossissements identiques, mais inversés.

On peut donc placer la caméra à distance focale ( $f$ ) de la lentille. Pour l'ordre +1, la combinaison de la lentille et du réseau donne une distance focale plus petite que  $f$ , une image du plan A est donc formée dans l'ordre +1, et pour l'ordre -1, la combinaison donne une distance focale plus élevée, une image du plan virtuel C est donc formée dans l'ordre -1.

Les distances séparant les plans A et C sont localisés à des distances de  $z_m$  depuis la combinaison lentille-réseau de :

$$z_m = \frac{R^2}{2mW_{20}} \quad (2.12)$$

et des grossissements :

$$M_m = \frac{2mfW_{20}}{R^2} \quad (2.13)$$

Les images dans les ordres +1 et -1 ont donc des grossissements égaux, mais de signes opposés. On peut noter de ces équations que la séparation des plans est déterminée par les propriétés du réseau seul ( $R$  et  $W_{20}$ ), mais que les grossissements dépendent du réseau et de la lentille.

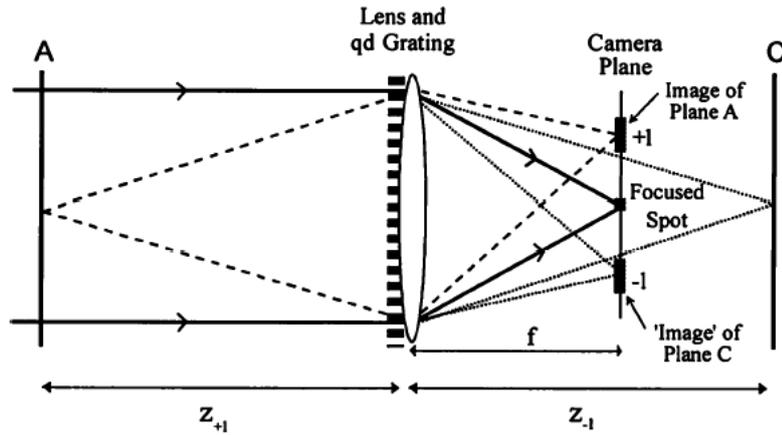


FIG. 2.4 – Schéma optique du système utilisé pour la détection de fronts d'onde

### 2.1.2 Réalisations et documentations

Un programme *matlab* a été réalisé pour simuler les figures de diffraction produites par un réseau de diffraction quelconque. L'intégrale de *Fresnel* permet de calculer ce genre d'images, mais cette intégrale nécessite des temps de calcul relativement long et une programmation assez compliquée. Le principe d'*Huyghens-Fresnel* fournit d'excellents résultats si deux conditions sont respectées :

- l'ouverture diffractante doit être petite devant la distance d'observation
- l'ouverture diffractante doit être grande devant la longueur d'onde

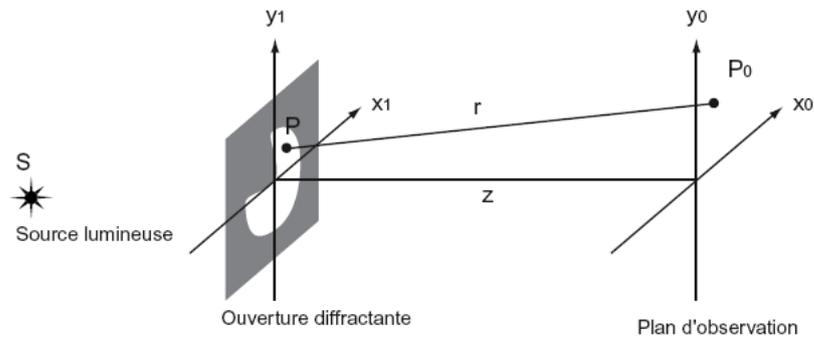


FIG. 2.5 – Diffraction par une ouverture

L'intensité lumineuse sur l'écran est proportionnelle au carré de l'amplitude de l'onde, on trouve donc :

$$I(x_0, y_0) = \left| \underbrace{\iint_{-\infty}^{\infty} U_i(x_1, y_1) e^{-j\frac{2\pi}{\lambda z}(x_0 x_1 + y_0 y_1)} dx_1 dy_1}_{TF} \right|^2 \quad (2.14)$$

On peut voir que l'équation 2.14 comporte une transformée de *Fourier*, ce qui va nettement simplifier le temps de calcul nécessaire aux simulations.

### 2.1.3 Résultats expérimentaux

Pour tester si le programme de simulation fonctionne correctement, des tests sur des écrans simples, dont on connaît l'image de diffraction, ont été réalisés. Les résultats sont regroupés sur la figure 2.6.

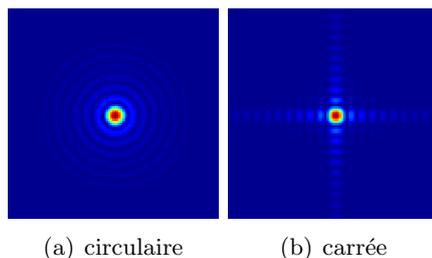
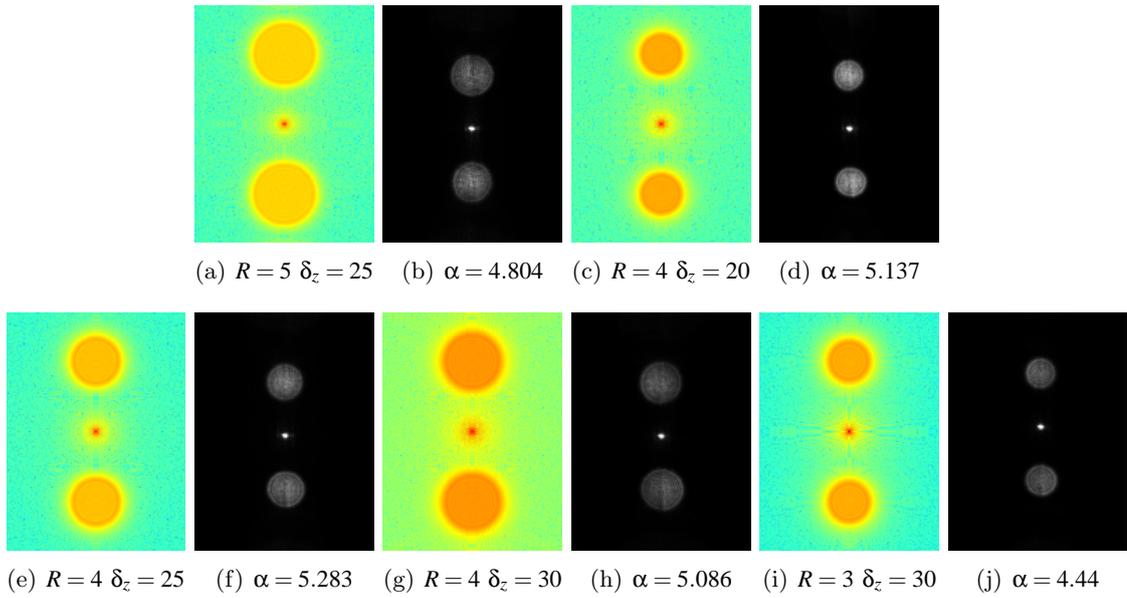
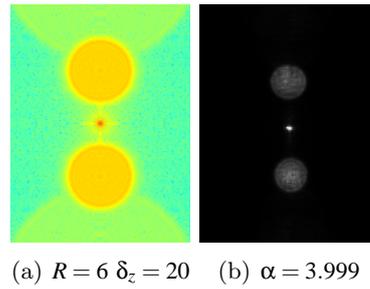


FIG. 2.6 – Images de diffraction d'ouvertures simples

Après la vérification du bon fonctionnement, une série de simulations a été réalisée pour trouver les bons paramètres du réseau. L'idée est d'optimiser le réseau pour que l'image de diffraction des ordres  $+1$  et  $-1$  occupent le mieux possible le capteur CCD, et contiennent le maximum d'intensité lumineuse.

Comme expliqué au chapitre 4, la capteur CCD de la caméra a des dimensions de  $640 \times 480$  pixels, un pixel mesurant  $7.4 \mu\text{m} \times 7.4 \mu\text{m}$ . Le programme matlab analyse la figure de diffraction, cherche le maximum d'intensité, en déduit la position de la tache d'Airy (donc l'image de l'ordre 0) et connaissant son diamètre, détermine un rapport  $\frac{\text{pixels}}{\text{mm}}$ . Il extrait ensuite simplement la partie de la matrice correspondant à la taille du CCD.

Comme décrit plus haut, les images dépendent de beaucoup de paramètres, on peut voir les résultats sur les figures 2.7 et 2.8. Sur chaque image mesurée, un coefficient de performance  $\alpha$  est indiqué, il correspond à l'énergie contenue dans les ordres de diffraction  $+1$  et  $-1$ , il sera utile pour trouver le meilleur réseau de diffraction.

FIG. 2.7 – Comparaisons entre simulations (en couleurs) et mesures (en N/B) ( $d_0 = 30\mu m$ )FIG. 2.8 – Comparaisons entre simulations et mesures ( $d_0 = 40\mu m$ )

#### 2.1.4 Analyse

En fonction de la valeur du coefficient  $\alpha$ , mais également de la taille de l'image (donc la résolution). Le meilleur réseau de diffraction semble être celui illustré sur les figures 2.7(i) et 2.7(j), on peut faire un récapitulatif de ces propriétés :

- $\varnothing = 6mm$
- $\delta_z = 30mm$
- $d_0 = 30\mu m$

De l'équation 2.11 on peut donc sortir le facteur de défocus  $W_{20}$  (avec une lentille de distance focale  $f' = 100mm$ ) :

$$W_{20} = \frac{\delta_z}{2 \cdot m \cdot \left(\frac{z}{R}\right)^2} = 13.5\mu m$$

Ce facteur signifie que si le capteur mesure un front d'onde contenant du *défoc* atteignant cette valeur, l'ordre +1 (ou -1 suivant le signe du *défoc*) sera focalisé en un point et la mesure ne sera plus possible. On peut donc fixer la valeur maximum de *défoc* mesurable du système à environ 50 % la valeur de  $W_{20}$ , soit  $\approx 7\mu m$ .

Bien que le choix de ce réseau ne semble pas, à première vue, être le plus efficace, c'est celui qui fournit des images de meilleure qualité. Effectivement, lorsque le  $\delta_z$  des réseaux est trop grand, on observe sur les images une superposition des ordres +2 sur le +1, (respectivement le -2 sur le -1). On peut également remarquer ce phénomène lorsque la période minimum du réseau  $d_0$  est plus grande que  $30\mu m$ .

Contrôle des paramètres du réseau :

La figure 2.9 montre l'acquisition effectuée des images intra/extra des aberrations du banc optique utilisé pour faire nos différentes mesures. Le diamètre des images théoriques est de

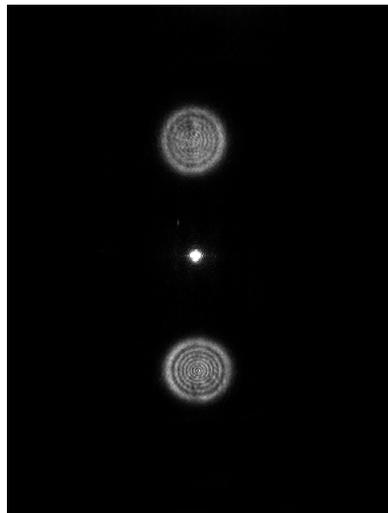


FIG. 2.9 – Images intra/extra du système

1.8mm. Sur la figure 2.9 le diamètre des images est de environ 0.6mm. On pouvait déjà voir cette différence entre le diamètre simulé est le diamètre réel sur les figures 2.7 et 2.8. Le  $\delta_z$  correspondant à un diamètre de 0.6mm est de environ 10mm. Ce rapprochement du point focal va nous faire perdre de la résolution spatiale, mais le système sera plus sensible aux basses fréquences spatiales (donc aux aberrations de bas ordre). Mais on se trouve néanmoins en dehors de la zone *caustique* [20]. Il est intéressant de mesurer l'énergie contenue dans les ordres +1 et -1 par rapport à l'énergie totale, elle est de l'ordre d'environ 3.4 %.

## 2.2 Simulation d'images intra/extra focales

Pour simuler les images défocalisées, on peut exprimer la fonction de la pupille comme suit :

$$P(r) = \text{circ}\left(\frac{r}{d}\right) \cdot e^{jk[Z_{20}(r)+Z(r)]} \quad (2.15)$$

avec  $d$  le diamètre de la pupille,  $Z_{20}(r)$  la quantité de défocus en  $\mu\text{m}$ ,  $Z(r)$  l'aberration que l'on veut introduire dans la pupille en  $\mu\text{m}$  et  $k$  et le nombre d'onde. La distribution d'intensité dans les images défocalisées est donnée par :

$$I(r) = |\mathcal{F}(P(r))|^2 \quad (2.16)$$

Le diamètre de la pupille de sortie au niveau du senseur est de 6mm, la distance focale est de 100mm, la longueur d'onde  $\lambda$  est de 633nm. La figure 2.10 montre une image défocalisée et une coupe de l'image à travers son diamètre. Le diamètre de l'image est de environ 600  $\mu\text{m}$ .

La figure 2.11 montre les images obtenues par simulation de différents polynômes de *Zernike*, la figure montre également le signal  $S$  du senseur défini par l'équation 1.10. Le défocus des images est de 14  $\mu\text{m}$  (RMS) et les aberrations introduites sont de 1  $\mu\text{m}$  (RMS) pour chaque ordre.

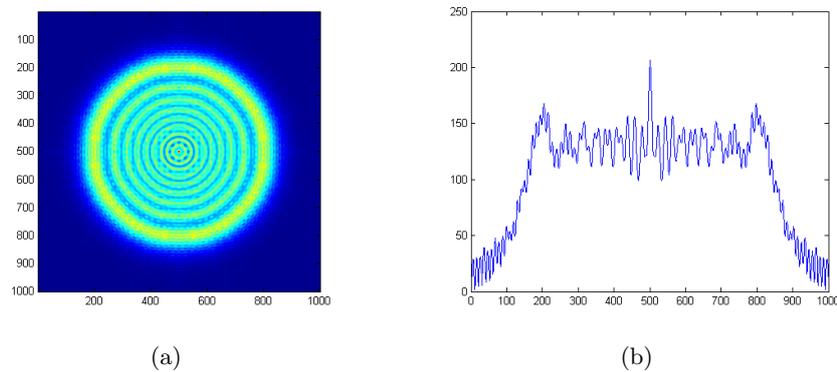
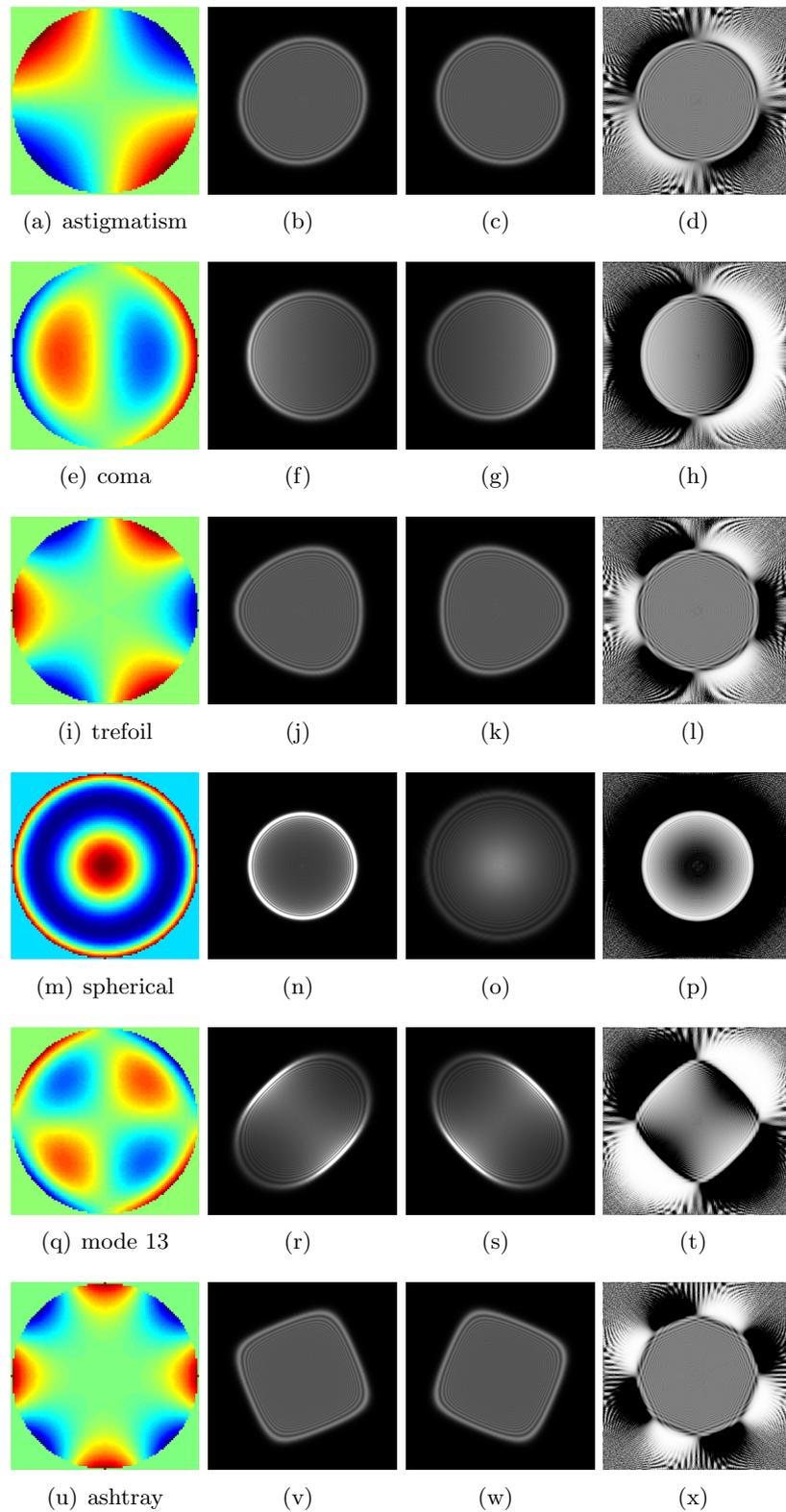


FIG. 2.10 – Image défocalisée idéale

Ces images sont très intéressantes, car elles nous montrent le principe du senseur de courbure. On peut très bien distinguer les deux *domaines* du signal, la partie intérieure qui correspond au Laplacien du front d'onde  $W$  et la partie extérieure qui correspond elle, à la dérivée radiale polaire.

Idéalement, le signal  $S$  devrait être un cercle, mais lorsque les deux images ne sont pas parfaitement centrées, le signal s'ovalise. Les images comportent donc du tip ou du tilt. Pour pouvoir reconstruire le front d'onde correctement, il faudra donc *supprimer* ces effets directement sur les images et recalculer le signal (par une translation pour le tip et le tilt, et par un zoom et une correction photométrique dans le cas du défocus et du spherical), c'est le propos d'une des sections du chapitre 3.

FIG. 2.11 – Front d'onde, images et signal de différents modes de *Zernike*



# Chapitre 3

## Reconstruction de fronts d'onde

---

### 3.1 Reconstruction par *FFT*

Cet algorithme utilise les *FFT*, car l'opérateur Laplacien est remplacé par une opération plus simple dans le domaine de *Fourier*. Rappelons l'équation différentielle 1.10 :

$$S = \frac{\partial W}{\partial n} \delta_c - P \nabla^2 W \quad (3.1)$$

L'algorithme utilisé est également appelé l'algorithme de *Gerchberg*, il est expliqué dans les lignes suivantes :

On considère pour cela le signal  $S$  à l'intérieur des limites de  $W$ , l'équation 3.1 est réduite à :

$$S = -P \nabla^2 W \quad (3.2)$$

Si on applique une transformée de *Fourier* à l'équation 3.2, elle devient :

$$S'(u, v) = -(u^2 + v^2) \cdot W'(u, v) \quad (3.3)$$

Il est donc possible de retrouver le front d'onde  $W(x, y)$  :

$$W(x, y) = - \left( \mathcal{F}^{-1} \left[ \frac{S'(u, v)}{(u^2 + v^2)} \right] \right) \quad (3.4)$$

On force le résultat de la division  $u^2 + v^2$  à 0 à l'origine ( $u = 0$  et  $v = 0$ ).

Au cours de ce calcul, on n'a pas tenu compte de la condition aux limites décrites au chapitre 1. Il faudrait isoler arbitrairement une étroite bande de pixels au bord du front d'onde et la traiter différemment de *l'intérieur*.

Pour s'affranchir de cette difficulté, l'algorithme décrit par les Roddier [5] utilise une astuce élégante : On calcule les dérivées  $\frac{\partial W}{\partial x}$  et  $\frac{\partial W}{\partial y}$  du front d'onde  $W$  estimé précédemment, et on les force à zéro en dehors des limites de  $W$  (c'est à dire pour tout point situé à plus grande distance que  $r$  du centre). Puis on dérive à nouveau de façon à obtenir  $\frac{\partial^2 W}{\partial x^2}$  et  $\frac{\partial^2 W}{\partial y^2}$ . Leur somme donne le Laplacien de  $W$ , autrement dit le signal  $S'$  (qui diffère de  $S$  mesuré).

Ce signal  $S'$  tient compte de la condition initiale : au bord, lorsqu'on a calculé les dérivées secondes, on a en réalité effectué la différence entre la pente à l'intérieur et celle à l'extérieur. Or, cette dernière est nulle par définition. Au bord, Le signal calculé  $S'$  est donc égal à la pente du front d'onde  $W$ .

En raison des propriétés des *FFT*, le signal  $S'$  déborde maintenant de ses limites initiales : c'est le domaine *extrapolé*.

L'algorithme consiste ensuite à réinsérer le signal mesuré  $S$  en lieu et place du signal calculé  $S'$ , mais en conservant la partie du signal calculée au delà du bord (signal extrapolé).

On réitère le processus en calculant une nouvelle estimation du front d'onde  $W$  par *FFT* et *FFT inverse*. Le processus est arrêté si la différence RMS entre les signaux mesuré  $S$  et calculé  $S'$  est de l'ordre du bruit de mesure.

Cet algorithme est très simple, mais est également très limité On fait l'hypothèse lors du calcul du signal  $S$ , qu'on compare des pixels qui sont deux à deux symétriques par rapport au foyer, mais à cause des aberrations, les pixels ne sont pas symétriques. Cette méthode est donc pratique pour de très faibles aberrations. Pour des aberrations plus importantes, il faut utiliser une méthode de correction plus évoluée, c'est le propos de la section suivante. Pour contrôler le bon fonctionnement du reconstituteur, des Laplaciens ont été calculés [20]. On peut voir les résultats sur la figure 3.2 (après deux itérations).

Certains Laplaciens ont des valeurs nulles (c'est le cas de l'astigmatisme par exemple),

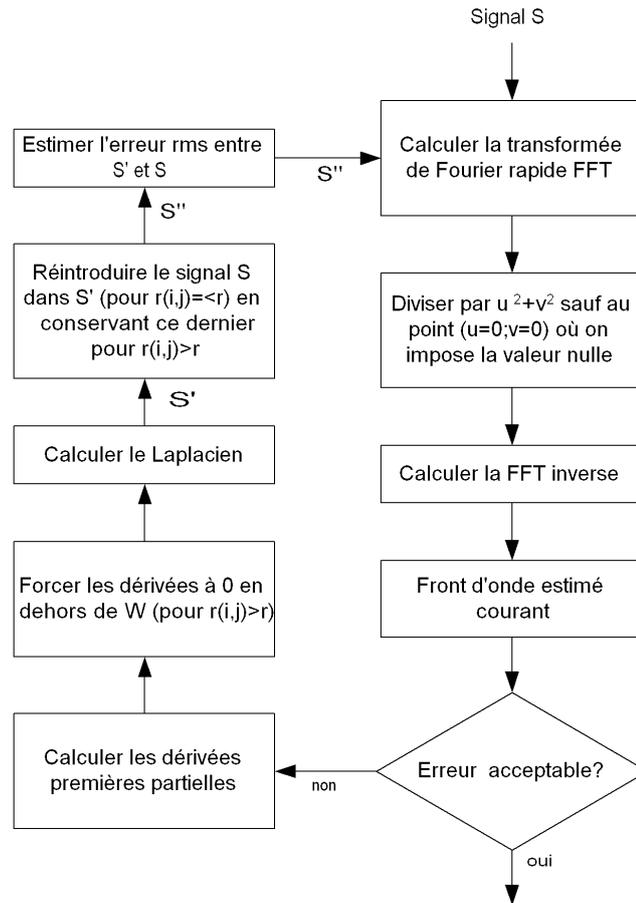


FIG. 3.1 – Algorithme permettant une première estimation du front d’onde  $W(x,y)$

la condition aux limites est donc importante car toute l’information est contenue dans le bord. Dans la pratique de cet algorithme, on prend en compte la totalité du signal, donc également du bord, et grâce à l’astuce définie dans les paragraphes précédents, on tient en compte la condition aux limites.

### 3.2 Correction des images intra/extra focales

On suppose que l’on a fait l’acquisition de deux images  $I1$  et  $I2$  et que le premier algorithme a été appliqué pour trouver une première approximation du front d’onde  $W$ , on sait que ce front d’onde est estimé. Le procédé de correction simule un dispositif d’optique

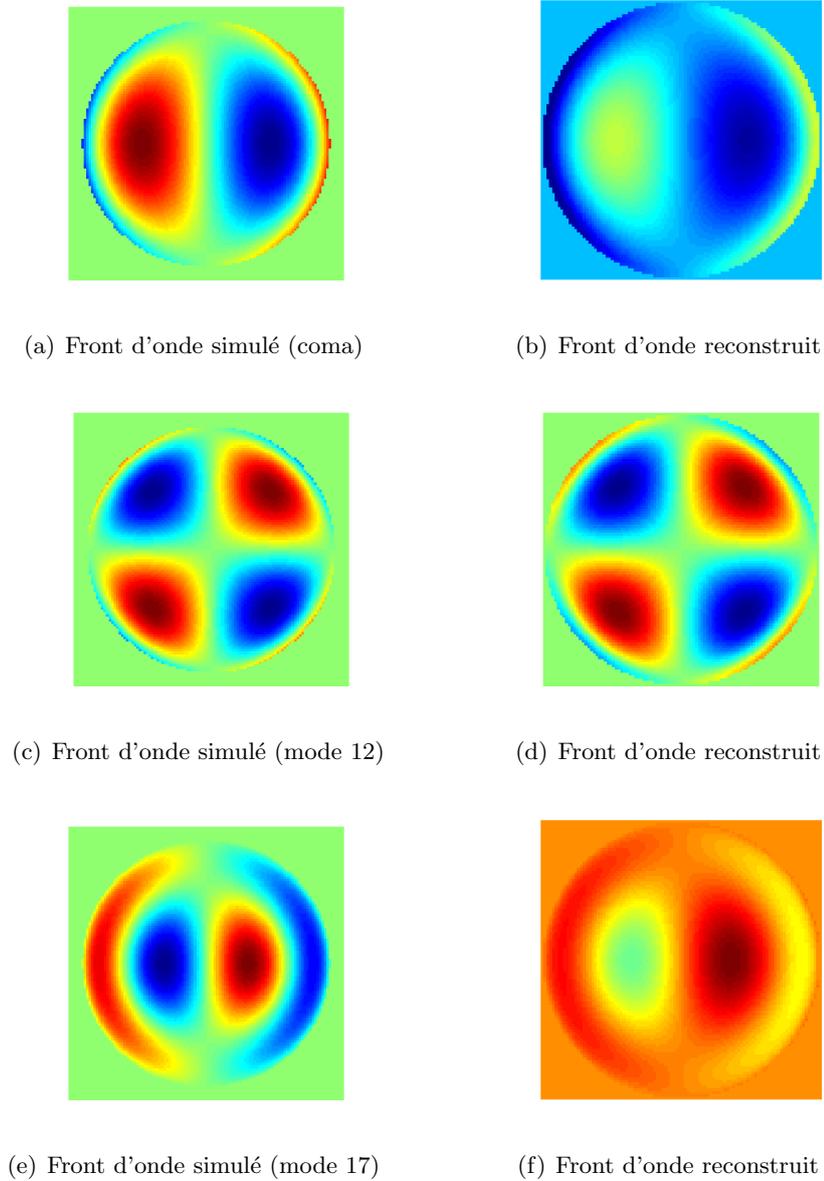


FIG. 3.2 – Reconstruction de différents fronts d'onde

adaptative, dans un tel dispositif, on corrige physiquement le front d'onde en déformant un miroir. Après correction, on mesure à nouveau le front d'onde et on effectue une régulation en boucle fermée. Dans l'algorithme de Roddier, on n'agit pas physiquement sur l'optique, mais on simule les effets de cette correction sur les images intra/extra. Après correction des images, on recalcule le signal et le front d'onde.

Lors des corrections successives, la correspondance géométrique des zones  $I1$  et  $I2$  sur les images est améliorée, et les aberrations mesurées diminuent. On stoppe le processus lorsque les aberrations résiduelles sont de l'ordre du bruit de mesures ou qu'on estime avoir effectué un nombre suffisant d'itérations. (environ huit).

### 3.2.1 Description et analyse théorique

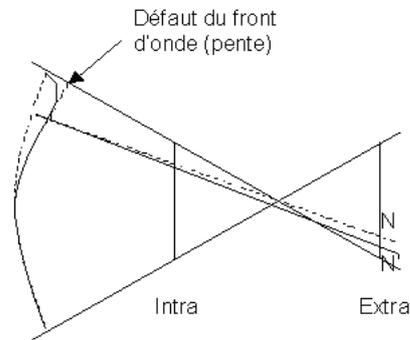


FIG. 3.3 – Défaut local du front d'onde

Si le front d'onde contient un défaut en un point (3.3), le rayon issu de ce point ne passe plus par le foyer. On a donc un décalage du point d'intersection entre ce rayon et le plan intra ou extra focal. Ce point passe de  $N$  à  $N'$ .

Le décalage  $NN'$  dépend donc de la pente locale du front d'onde. Des considérations géométriques découlant de *Thalès* permettent de calculer les coordonnées réduites du point  $N'(x,y)$  en fonction de  $N(x,y)$  et de la pente locale du front d'onde  $W(x,y)$ . On a donc, pour l'image intra focale :

$$x' = x + C \cdot \frac{\partial W(x,y)}{\partial x} \quad (3.5)$$

$$y' = y + C \cdot \frac{\partial W(x,y)}{\partial y} \quad (3.6)$$

$$C = -\frac{f(f-l)}{l} \cdot \frac{1}{R^2} \quad (3.7)$$

type	Premier ordre	Second ordre
$W_2(x \text{ tilt})$	0	0
$W_3(y \text{ tip})$	0	0
$W_4(\text{defocus})$	8	16
$W_5(x \text{ astigmatism})$	0	-4
$W_6(y \text{ astigmatism})$	0	-4
$W_7(x \text{ coma})$	24x	$108x^2 - 36y^2$
$W_8(y \text{ coma})$	24y	$108y^2 - 36x^2$
$W_9(x \text{ triangular coma})$	0	$-36\rho^2$
$W_{10}(y \text{ triangular coma})$	0	$-36\rho^2$
$W_{11}(\text{spherical})$	$96\rho^2 - 24$	$144(12\rho^4 - 8\rho^2 + 1)$
$W_{12}(x \text{ spherical astigmatism})$	$58(x^2 - y^2)$	$36(8x^2 - 1)(1 - 8y^2)$
$W_{13}(y \text{ spherical astigmatism})$	96xy	$36[8\rho^2 - 16(x^2 - y^2)^2 - 1]$
$W_{14}(x \text{ quadratic astigmatism})$	0	$-144\rho^4$
$W_{15}(y \text{ quadratic astigmatism})$	0	$-144\rho^4$

TAB. 3.1 – Expressions analytiques des termes du Jacobien de la transformation. (Avec  $\rho^2 = x^2 + y^2$ )

Pour l'image extra focale on a  $C = \frac{f(f+l)}{l} \cdot \frac{1}{R^2}$ , mais si on suppose que  $l \ll f$ , on a  $|C| = \frac{f^2}{l} \frac{1}{R^2}$  pour les deux images, autrement dit, la correction à apporter pour les deux images est identique en valeur absolue, mais les signes de déplacement sont opposés (les coordonnées sont inversées pour l'image extra focale).

La photométrie doit également être corrigée, le rapport d'intensité  $\frac{I(x,y)}{I'(x',y')}$  fait intervenir le *Jacobien*  $J$  de la transformation géométrique qui associe  $N$  au point  $N'$ .

On a :

$$I(x,y) = J \cdot I'(x',y') \quad (3.8)$$

Avec :

$$J = 1 + C\nabla^2 W + C^2 \left( \frac{\partial^2 W}{\partial x^2} \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} - \left( \frac{\partial^2 W}{\partial xy} \right)^2 \right) \quad (3.9)$$

### 3.2.2 Réalisations et documentations

La correction des images est effectuée en deux temps : d'abord on corrige le focus et le tilt. Ces deux aberrations, si elles ne sont pas corrigées, entraînent des erreurs dans la correction des aberrations d'ordres supérieurs. Corriger le tilt revient à recentrer l'image, corriger le focus revient à changer son rayon.

**3.2.2.1 Cas particulier du tilt**

Le tilt, correspond aux polynômes  $W_2$  (inclinaison selon  $y$ ) et  $W_3$  (inclinaison selon  $x$ ) :

$$W_2(x,y) = y \quad (3.10)$$

$$W_3(x,y) = x \quad (3.11)$$

$W_2$  et  $W_3$  correspondent chacun a un plan d'onde incliné (voir annexe A). Si on applique des coefficients  $z_2$  et  $z_3$  à ces deux polynômes, on change la valeur de la pente, et si on les additionne, on obtient un plan décrivant l'inclinaison générale du front d'onde.

Si on applique les formules de correction 3.7 et 3.8, on remarque que la correction du tilt revient simplement à une translation de l'image.

Pour la correction photométrique, les termes en  $C$  et  $C^2$  sont nuls, donc  $J = 1$ , on n'a donc aucune correction à apporter.

**3.2.2.2 Cas particulier du defocus**

L'erreur de focalisation est donnée par :

$$\Delta F = -16 \cdot \left(\frac{f}{D}\right)^2 \cdot z^4 \quad (3.12)$$

En appliquant les formules 3.7, on obtient :

$$x' = x \cdot (1 + 4C \cdot z_4) \quad (3.13)$$

$$y' = y \cdot (1 + 4C \cdot z_4) \quad (3.14)$$

Ceci équivaut, d'un point de vue géométrique, à un changement d'échelle, donc un zoom de l'image.

Pour la photométrie, en utilisant l'équation 3.8 et le tableau 3.1 on trouve :

$$J = 1 + 8 \cdot C \cdot z_4 + 16 \cdot C^2 \cdot z_4^2 \quad (3.15)$$

### 3.2.2.3 Aberrations d'ordre supérieur

On corrige les autres aberrations de la manière suivante : pour chaque point  $N$  de l'image on calcule la position du point  $N'$  de cette même image à l'aide de la formule 3.7. L'intensité au point  $N'$  est corrigée à l'aide de la formule 3.8 et est affectée au point  $N$ . L'image est ainsi *balayée* point par point et chaque pixel est corrigé à l'aide des valeurs d'aberrations que l'on a estimées lors de l'étape de reconstruction du front d'onde.

Les images intra et extra corrigées sont ainsi celles que donnerait un instrument corrigé de ces aberrations. Elles contiennent des informations sur les aberrations qui n'ont pas été évaluées (ou introduites) lors du processus de reconstruction du front d'onde.

## 3.3 Algorithme de reconstruction

### 3.3.1 Description et analyse théorique

La figure 3.4 montre l'algorithme général qui va être utilisé. Roddier [3] propose différentes façons de procéder à la reconstruction par l'algorithme, elle varie en fonction du genres d'aberrations le plus présentes dans le système, l'algorithme le plus général a été choisi, le déroulement est détaillé dans la section suivante.

### 3.3.2 Réalisations et documentations

Avant d'effectuer un calcul, il faut tout d'abord effectuer un centrage des deux images et les ramener au même diamètre (approximatif), on peut ensuite résoudre l'équation de Poisson pour obtenir une première estimation du front d'onde  $W$  et en ressortir les coefficients des différents modes de *Zernike*.

Posons  $Z_n$  étant le coefficient de  $W_n$ . Les coefficients  $Z_2$ ,  $Z_3$  et  $Z_4$ , donc les erreurs de tip, tilt et defocus. La correction de ces modes est très importante car les erreurs induites par ces aberrations peuvent être très élevées.

Comme décrit sur la figure 3.4, l'algorithme corrige tout d'abord les effets du tip, tilt et du

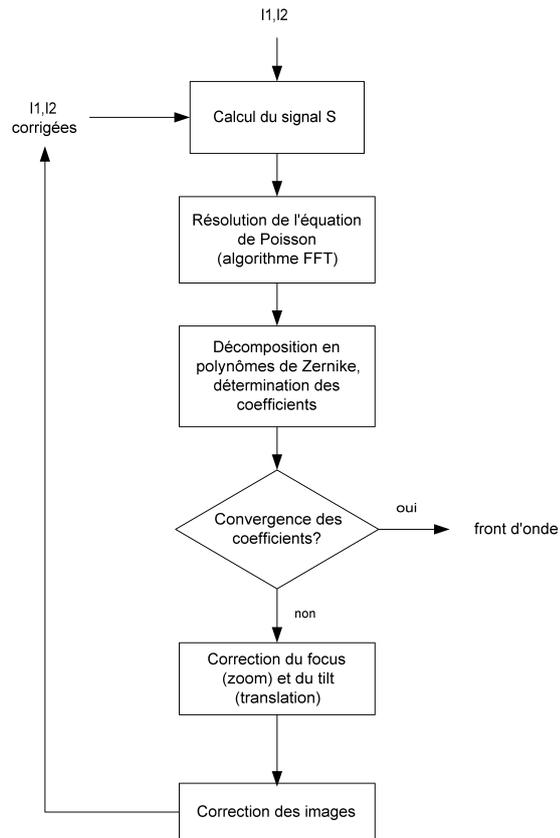


FIG. 3.4 – Algorithme général

defocus et traite ensuite les douze modes restants du tableau 3.1.

### 3.4 Calibration du reconstitueur

Avant de pouvoir modifier les images intra/extra focales selon les aberrations, il faut tout d'abord calibrer le reconstitueur. En effet, après la première estimation on retrouve la forme du front d'onde, mais son amplitude n'est pas correcte.

On peut voir sur le tableau 3.2 les valeurs des aberrations reconstruites avec un facteur de calibration de  $1.0437 \cdot 10^{-3}$  (première approximation).

Il est intéressant de constater que lors de la reconstruction des modes  $W_7$  et  $W_8$  l'erreur

mode	aberration introduite(RMS)	aberration reconstruite(RMS)
$W_2$ (x tilt)	$1\mu m$	$1.48\mu m$ (mode 3)
$W_3$ (y tip)	$1\mu m$	$1.48\mu m$ (mode 2)
$W_4$ (defocus)	$1\mu m$	$1.91\mu m$
$W_5$ (x astigmatism)	$1\mu m$	$1\mu m$
$W_6$ (y astigmatism)	$1\mu m$	$1\mu m$
$W_7$ (x coma)	$0.5\mu m$	$0.78\mu m$
$W_8$ (y coma)	$0.5\mu m$	$0.78\mu m$
$W_9$ (x triangular coma)	$1\mu m$	$0.88\mu m$
$W_{10}$ (y triangular coma)	$1\mu m$	$0.88\mu m$
$W_{11}$ (spherical)	$0.5\mu m$	$0.53\mu m$
$W_{12}$ (x spherical astigmatism)	$0.5\mu m$	$0.56\mu m$
$W_{13}$ (y spherical astigmatism)	$0.5\mu m$	$0.56\mu m$
$W_{14}$ (x quadratic astigmatism)	$0.5\mu m$	$0.4\mu m$
$W_{15}$ (y quadratic astigmatism)	$0.5\mu m$	$0.4\mu m$

TAB. 3.2 – Calibration du reconstituer (après une première approximation)

introduite est énorme. Mais le mode *coma* produit des effets similaires au tilt (ou au tip) d'où la nécessité de corriger les images pour obtenir une reconstruction correcte.

On peut également voir sur la figure 3.5 la reconstruction d'un front d'onde complexe. Les amplitudes de chaque mode figurent sur le tableau 4.1.

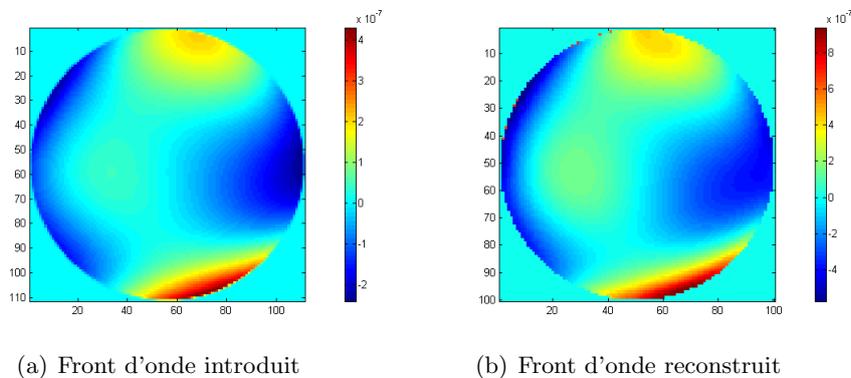


FIG. 3.5 – Reconstruction d'un front d'onde complexe

mode	$W_6$	$W_7$	$W_8$	$W_9$	$W_{12}$	$W_{13}$	$W_{14}$	$W_{15}$	$W_{16}$
Aberrations introduites (RMS) [ $\mu m$ ]	0.08	0.03	0.02	0.05	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
Aberrations reconstruites (RMS) [ $\mu m$ ]	0.1	0.048	0.031	0.046	0.014	0.016	0.01	0.007	0.011

TAB. 3.3 – Reconstruction d'un front d'onde complexe

# Chapitre 4

## Montage optique

---

### 4.1 Banc optique

#### 4.1.1 Description et analyse théorique

Un banc optique a été réalisé [8]. Le but de ce montage est d'illuminer la rétine de l'oeil à l'aide d'un laser et à rediriger la lumière émise par celle ci sur le senseur. Pour une utilisation ultérieure de ce montage pour effectuer de l'optique adaptative, un miroir de renvoi a été placé dans le banc, il pourra être remplacé par un miroir déformable.

Pour pouvoir effectuer des mesures correctes, il faut respecter des conditions, le senseur et le miroir déformable doivent se situer dans un plan conjugué de la pupille de l'oeil.

Le banc comporte deux types de senseurs, le type Shack Hartmann [8], et le senseur de courbure détaillé dans ce document. Une comparaison des mesures sera donc possible.

On peut voir un schéma global sur la figure 4.1.

Le diamètre de la pupille de l'oeil varie selon les sujets, mais une valeur moyenne de  $3mm$  a été utilisée. A l'aide des couples de lentilles  $L1/L2$  et  $L3/L4$ , le diamètre du faisceau arrivant sur le senseur est d'environ  $6mm$ .

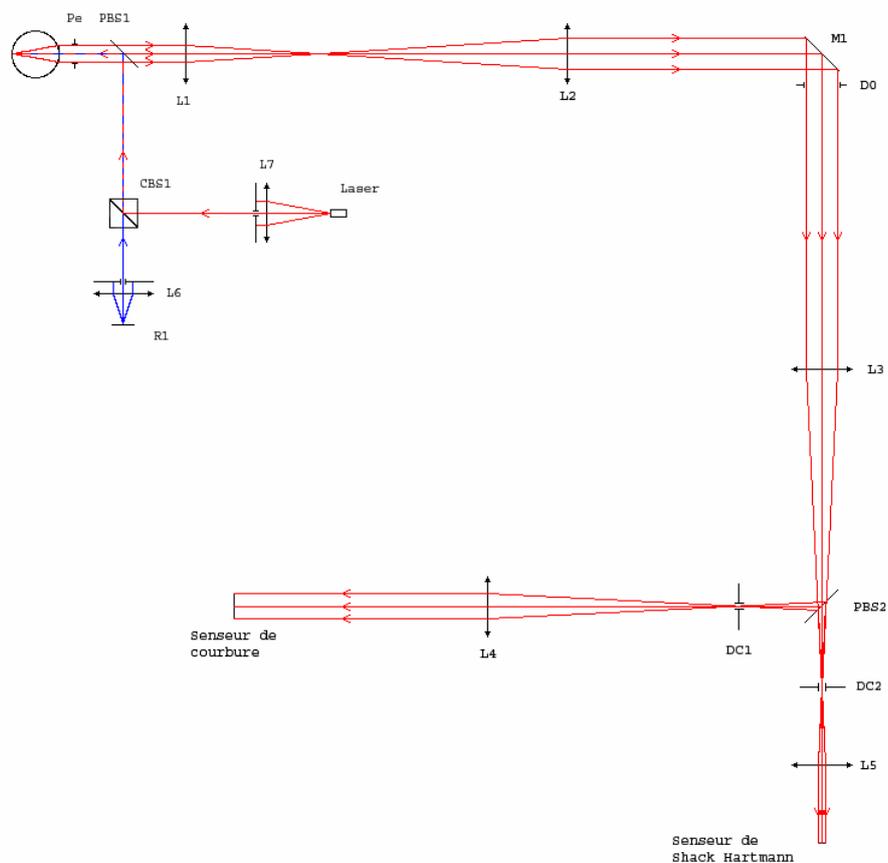


FIG. 4.1 – Schéma du banc optique

## 4.2 Calcul laser

Pour des raisons de sécurité, la puissance de l'éclairement de la rétine doit être limité. La norme DIN EN 60825-1 permet de calculer l'énergie du faisceau laser qui peut pénétrer dans l'oeil pour éviter tout dommage irréversible à la rétine.

Pour les développements qui vont suivre, le diamètre minimum de la pupille est fixé à  $3\text{mm}$ . Le temps d'exposition nécessaire à effectuer une mesure est de l'ordre de la seconde. Mais pour pouvoir comparer des résultats, des mesures répétées avec des intervalles relativement courts ont été effectuées. Le temps d'exposition global est donc supérieur à celui nécessaire aux mesures. Pour avoir une certaine marge de sécurité, le temps d'exposition est fixé à

Nom	Éléments	Type
L1	Doublet de lentilles	$f' = 80mm$
L2	Doublet de lentilles	$f' = 200mm$
L3	Doublet de lentilles	$f' = 200mm$
L4	Doublet de lentilles	$f' = 160mm$
L5	Doublet de lentilles	$f' = 50mm$
L6	Doublet de lentilles	$f' = 40mm$
L7	Doublet de lentilles	$f' = 40mm$
PBS1	Pellicule beam splitter	92%transmission, 8% réflexion
PBS2	Pellicule beam splitter	50%transmission, 50% réflexion
CBS1	Beam splitter	50%transmission, 50% réflexion
M1	Miroir	100% réflexion
DC1	Diaphragme	
DC2	Diaphragme	
R1	Réticule	
D0	Diaphragme	

TAB. 4.1 – Éléments constituant le banc optique

600 secondes. La longueur d'onde  $\lambda$  est de  $633nm$ .

La puissance correspondant à ces paramètres est donnée par : [10]

$$MPR = 10^2 \cdot C_3 \cdot C_6 \quad (4.1)$$

$$P = MPR \cdot \frac{1}{t_{exposition}} \cdot A_{pupille} \quad (4.2)$$

avec :

$$C_3 = 10^{0.015 \cdot (\lambda - 550)} \quad (4.3)$$

$$C_6 = 1 \quad (4.4)$$

Ce qui donne finalement :

$$P = 10^2 \cdot 10^{0.015 \cdot (\lambda - 550)} \cdot \frac{1}{600} \cdot \frac{\pi \cdot (3 \cdot 10^{-3})^2}{4} = 20\mu W \quad (4.5)$$

Ne disposant pas de connaissances supplémentaires dans l'utilisation des lasers dans le domaine ophtalmique, un facteur de sécurité de  $\frac{1}{20}$  a été utilisé. La puissance maximale du

laser est fixée à  $1\mu W$  au niveau de la cornée pour ces paramètres.

La réflexion de la rétine est de environ 0.02% [1], la puissance arrivant sur le capteur CCD, après passage à travers tout le système optique sera donc de l'ordre de quelques centaines de  $pW$ . Mais en se basant sur les mesures effectuées au chapitre 2, la fraction de puissance qui va arriver dans les ordres +1 et -1 est de l'ordre de quelques  $pW$ .

## 4.3 Caméra

### 4.3.1 Description et analyse théorique

Une caméra CCD *Lumenera* monochrome (modèle LU075M) a été utilisée pour l'acquisition de nos images. Le capteur CCD est un *SONY ICX 424AL*, les dimensions des pixels sont de  $7.4\mu m \times 7.4\mu m$ , le taux de rafraîchissement maximal est de 60 images par seconde. L'alimentation de la caméra se fait via le port *USB*.

### 4.3.2 Réalisations et documentations

Une interface de la caméra avec *matlab* a été développée, tous les détails se trouvent dans l'annexe B.

### 4.3.3 Résultats expérimentaux et analyse

Un capteur CCD possède des imperfections intrinsèques, la qualité des images produites peut être améliorée en calibrant le capteur CCD. Il faut pour ce faire effectuer un *dark field* et un *flat field*. Le *dark field* est effectué en ne laissant arriver aucune énergie lumineuse sur le capteur, on pourra de ce fait déterminer si des pixels sont défectueux et également, le courant de fuite (dark current) de chaque pixel. On obtient ainsi une matrice de correction qui varie en fonction du temps d'exposition.

Le *flat field* corrige le *gain* individuel de chaque pixel, on peut le réaliser en éclairant le capteur CCD avec une source lumineuse uniforme (une source lambertienne). Idéalement, l'acquisition devrait présenter des valeurs identiques pour chaque pixel, mais dans la pra-

tique, on mesure une différence. On obtient donc une deuxième matrice de transformation qu'il suffit de multiplier par l'acquisition en cours pour trouver l'image corrigée.

Pour des raisons géométriques de la caméra, il est impossible de *coller* le capteur contre la source, on mesure donc un *flat field* qui n'est pas correct, on ne pourra donc pas l'utiliser pour corriger l'image, mais il est intéressant de voir le résultat (figure 4.2).

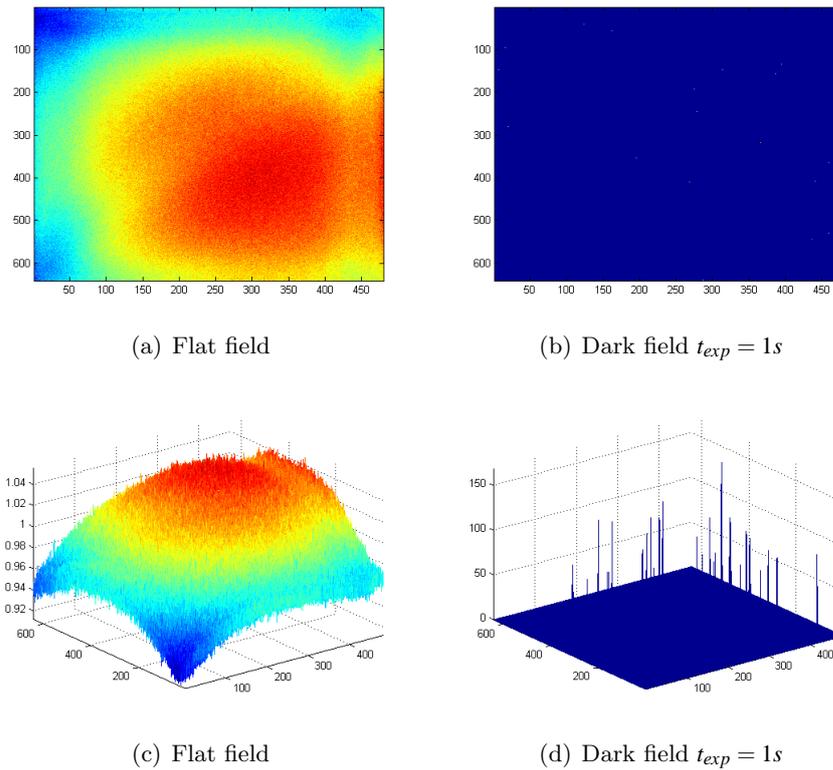


FIG. 4.2 – Calibration de la caméra

## 4.4 Diode laser

Le montage optique utilise un module diode laser de la société *Edmund Optics*. Il est composé d'une diode laser d'une longueur d'onde  $\lambda = 633nm$ , couplée à une fibre optique mono mode (diamètre  $\approx 4\mu m$ ). On obtient à l'aide de ce laser une source que l'on peut considérer comme ponctuelle.

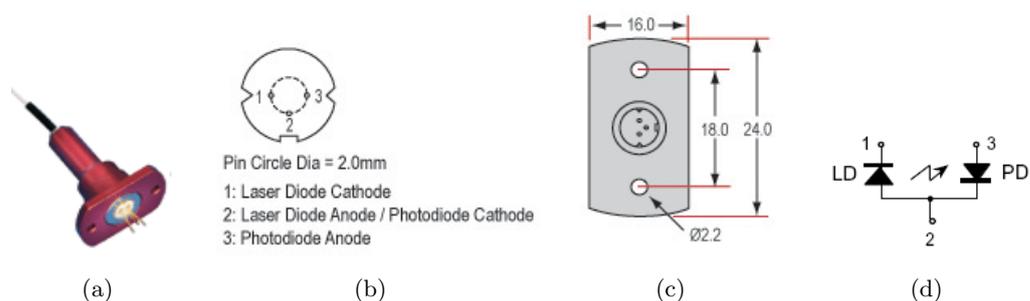


FIG. 4.3 – Module diode laser

### 4.4.1 Description et analyse théorique

La diode laser de ce module provient de la fabrique *SANYO*, le modèle est le *DL-3148-025*.

La puissance de sortie est de 5mW CW (Continuous Wave).

L'alimentation d'une diode laser peut s'effectuer par différentes méthodes :

- Régulation en courant : on règle le courant traversant la diode laser.
- Régulation en puissance : une mesure de puissance est effectuée par l'intermédiaire de la photodiode moniteur, on règle ensuite le courant traversant dans la diode laser pour obtenir une puissance stable.

Il existe une grande diversité de drivers de diode laser, notre montage utilise le modèle *IC-WJ* de la société *Laser Components*, c'est un modèle simple permettant un ajustement de la puissance par l'intermédiaire d'une simple résistance externe, il comporte également un *Watchdog* qui contrôle la tension d'alimentation et la température du composant et il

permet également une montée en courant au démarrage lente dans la diode (tout ceci pour éviter une destruction de celle-ci). Un schéma bloc est illustré dans la figure 4.4.

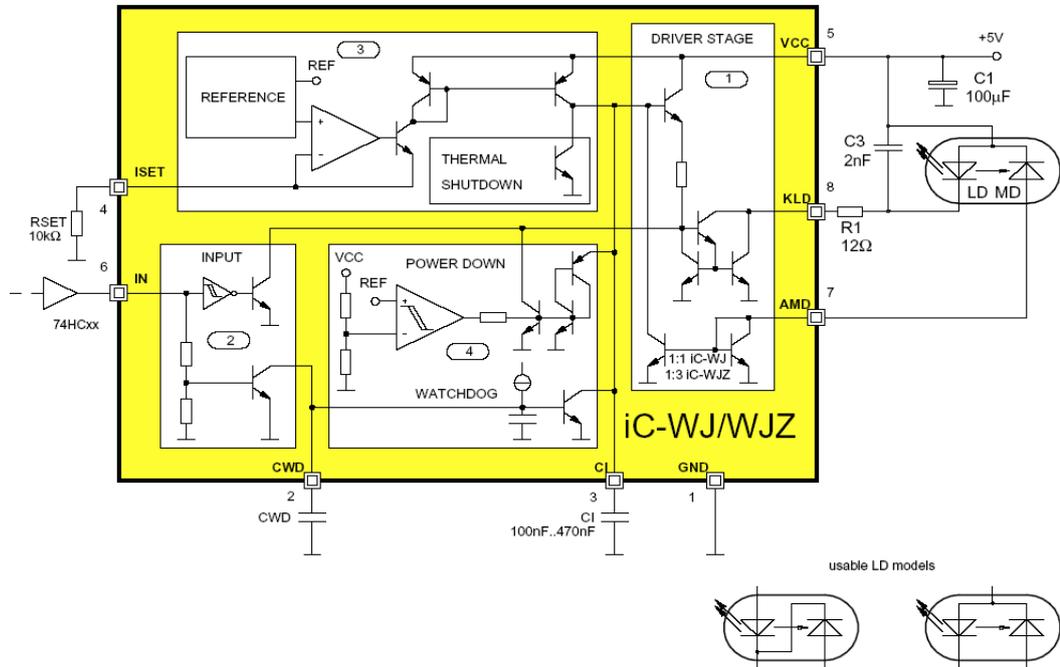


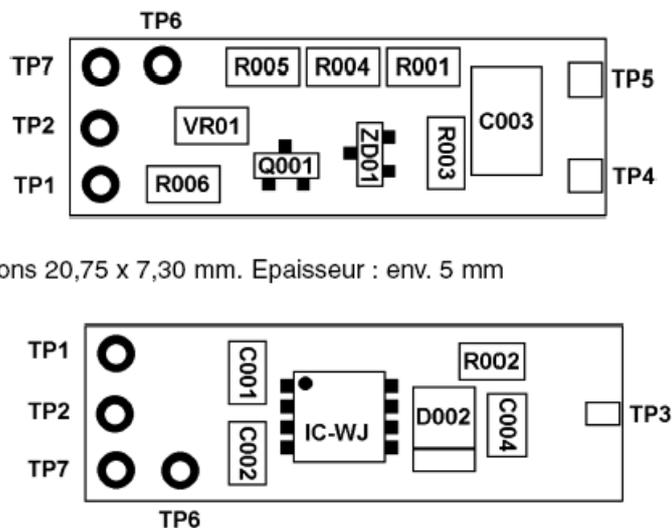
FIG. 4.4 – Schéma bloc de l'ic *IC-WJ*

Une platine avec la plupart des composants essentiels au fonctionnement est disponible par la société *Conrad* (N° d'article : 142301-14), c'est celle-ci qui va être utilisée dans notre montage.

Calculs de base :

Les seuls composants nécessaires au bon fonctionnement de la platine sont les résistances *R001*, *R004* et *R005*.

La puissance de sortie se règle à l'aide de la résistance *R001*, cette valeur peut être calculé à l'aide de la formule suivante :

FIG. 4.5 – Plan d'implantation de la platine électronique de *Conrad*

$$R001 = \frac{1.22}{I_m} \quad (4.6)$$

Avec  $I_m$  le courant de la diode moniteur en  $mA$ . Dans ce cas, le courant moniteur est de environ  $0.1mA$  pour une valeur minimum.

C'est cette valeur qui va être utilisée pour les calculs, une calibration va être effectuée pour contrôler cette valeur et ajuster la résistance si nécessaire.

$$R001 = \frac{1.22}{0.1} = 12.2 \approx 12k\Omega$$

La platine dispose d'une entrée de commande (TP6), qui permet de régler la puissance de sortie en variant la tension appliquée sur TP6,  $0V$  correspond à la puissance de sortie maximale et  $5V$  correspond à la puissance minimale. Ce réglage est effectué par le réseau de résistances  $R004$  et  $R005$ .

Afin de ne pas détruire la diode laser, il faut veiller à respecter la condition suivante :  $R004 \approx 3 \cdot (R001 - R005)$ .

On peut fixer la résistance  $R005$  à  $5k\Omega$ . On en tire donc que  $R004 = 3 \cdot (12 - 5) = 21k\Omega$ . Si on calcule le couple  $R001$  et  $R004 + R005$  montés en parallèle, on trouve une résistance équivalente de  $8.2k\Omega$ , on peut trouver à l'aide de l'équation 4.6 un courant de la diode moniteur de  $0.15mA$ . D'après les *datasheet* de la diode, le courant moniteur varie, pour une puissance de sortie de  $5mW$  de  $0.08mA$  à  $0.5mA$ , le choix des résistances semble correct, mais il faudra néanmoins prendre la plus grande précaution lors des tests de la diode laser. En effet, pour éviter une destruction de celle-ci, le courant dans la diode laser ne doit pas dépasser  $35mA$ .

#### 4.4.2 Réalisations et documentation

Un boîtier comprenant une alimentation 230V et le module driver laser a été réalisé, il est représenté sur la figure 4.6. Pour le bon fonctionnement de la diode laser, la chaleur doit être évacuée au mieux (dérive thermique et destruction si trop chaud...), un boîtier en aluminium rainuré a été choisi dans ce but.

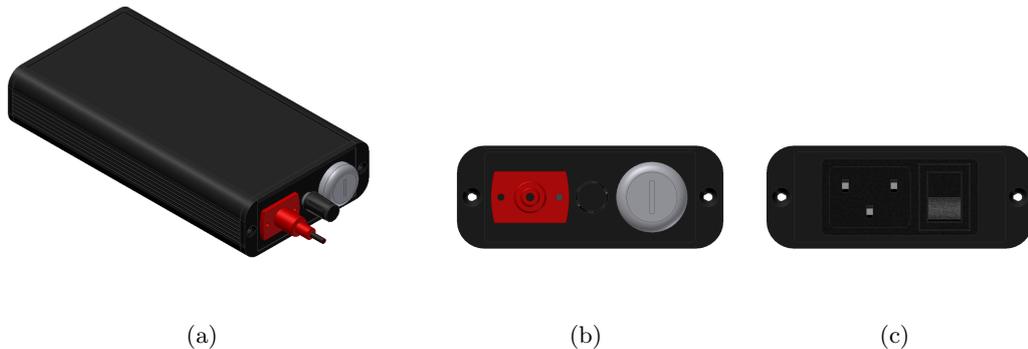
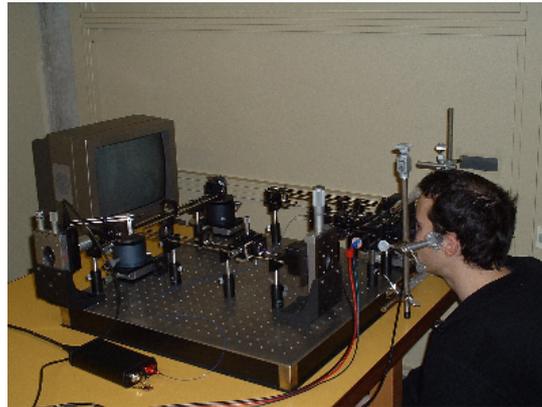
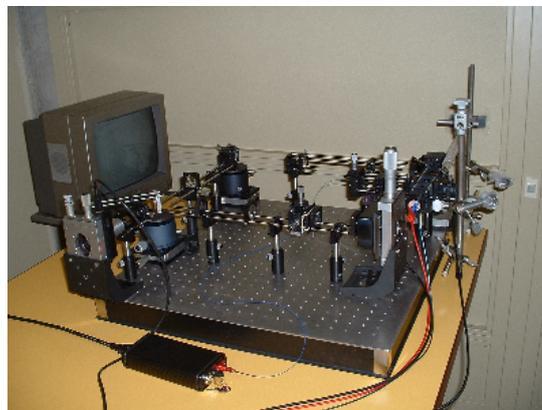


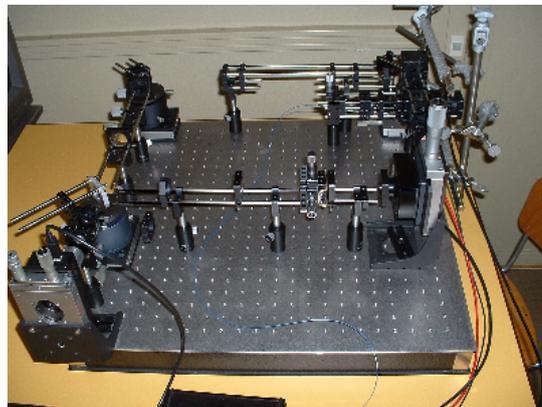
FIG. 4.6 – Boîtier alimentation diode laser



(a)



(b)



(c)

FIG. 4.7 – Banc optique utilisé pour les mesures

# Chapitre 5

## Mesures et caractérisations

---

Toutes les décompositions modales illustrées dans ce chapitre utilisent une notation légèrement différente que celle décrite dans l'annexe A, le mode *piston* n'est pas illustré et la numérotation commence par le mode *tilt*.

### 5.1 Lentilles ophtalmiques

Une série de mesures a été effectuée à l'aide de lentilles ophtalmiques. Cette première série va nous servir à contrôler le bon fonctionnement du reconstituteur décrit au chapitre 3 et à ajuster son gain.

La quantité de defocus détectée par le senseur peut être convertie de la manière suivante [11] :

$$SEP = \frac{4 \cdot \sqrt{3} \cdot C_2^0}{r^2} \quad (5.1)$$

Avec  $SEP$  la puissance de la lentille en dioptries,  $r$  le rayon de la pupille d'entrée en mm et  $C_2^0$  le facteur de défocus en  $\mu m$ .

On peut donc trouver les aberrations RMS pour différentes valeurs de dioptries :

La figure 5.1 montre les valeurs théoriques, et les valeurs mesurées. Il est intéressant de noter que lors de la reconstruction simple, le reconstituteur n'est pas linéaire, mais lors de la reconstruction avec correction géométrique et photométrique des images, il devient parfaitement linéaire (coefficient de corrélation de 0.9995).

Dioptries	-1	-0.75	-0.5	-0.25	0.25	0.5	0.75	1
Aberrations en $\mu\text{m}$	-0.325	-0.244	-0.162	-0.0812	0.0812	0.162	0.244	0.325

TAB. 5.1 – Correspondance  $\mu\text{m}$  RMS en dioptries,  $r = 1.5\text{mm}$ 

Il existe néanmoins une erreur de gain très importante. Si on regarde à nouveau l'équation

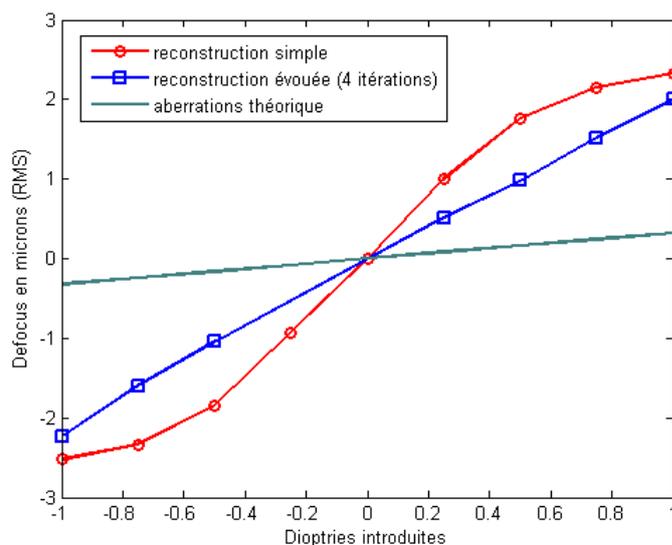


FIG. 5.1 – Mesures de lentille ophtalmiques

1.10 du chapitre 1, on se rend bien compte que le gain du système varie en fonction de la distance intra/extra focale. La distance utilisée pour les simulations n'était pas la même que celle présente dans la pratique, d'où cette importante différence.

Un facteur de correction représentant ce gain optique a été trouvé, il est de 0.15. Le temps de reconstruction avec correction est environ égale à sept fois le temps nécessaire à une reconstruction simple. Pour pouvoir utiliser ce senseur dans une application *temps réel* il faudrait mesurer de plus faibles aberrations (donc ne pas utiliser de reconstruction évoluée), ou utiliser un miroir déformable pour supprimer une partie des aberrations. Cette remarque nous montre malheureusement les limitations d'un tel système pour un cabinet ophtalmique, un miroir déformable coûterait beaucoup trop cher, et les aberrations à mesurer sont de l'ordre des valeurs du tableau 5.1, et ne seront en tout cas pas plus faibles.

## 5.2 Aberrations du système

Le banc optique comporte des aberrations intrinsèques, elles sont dues à l'alignement optique, aux défauts propres des lentilles et des divers composants optiques. On peut voir sur la figure 5.2 la décomposition modale de ces aberrations. Pour effectuer cette calibration, le

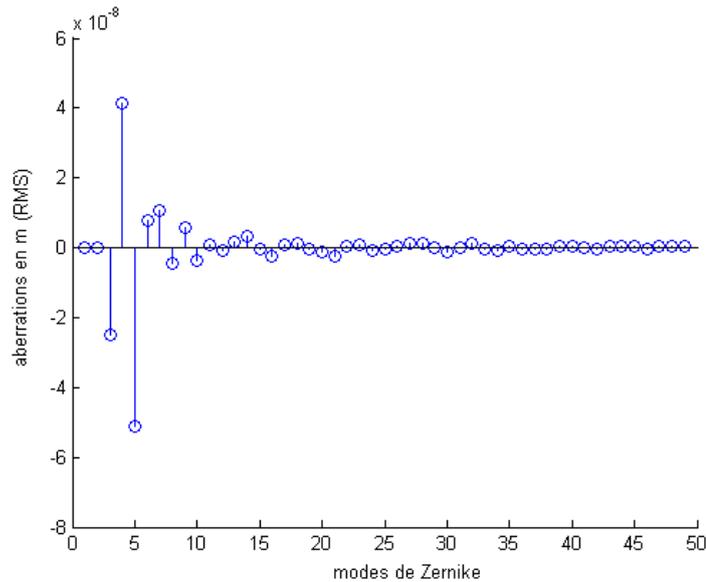


FIG. 5.2 – Aberrations propre du système

laser a été placé à la place de l'oeil. Cette base modale trouvée va être soustraite à chaque mesure, de telle sorte à *annuler* les effets du système sur les mesures réelles.

On peut tout de même remarquer que les modes 5 et 6 (astigmatisme) sont assez élevés, c'est sûrement dû à la dernière lentille du montage, c'est la seule qui n'est pas un doublet, elle apporte donc plus d'aberrations que les autres.

## 5.3 Mesures ophtalmiques

Une série de mesures a été effectuée sur différents sujets, mais comme décrit au chapitre 2, l'énergie contenue dans les ordres +1 et -1 de diffraction est très faible. Pour obtenir des images pouvant être traitées par le reconstituteur, le temps d'exposition a dû être augmenté

d'un facteur non négligeable (de l'ordre de  $\approx 3$  secondes). Toutes les aberrations à caractère dynamique ne pourront donc malheureusement pas être mesurées, on va en fait mesurer une valeur moyenne pour celles-ci.

On peut voir les résultats des mesures sur les figures 5.3 et 5.4 provenant de deux sujets différents.

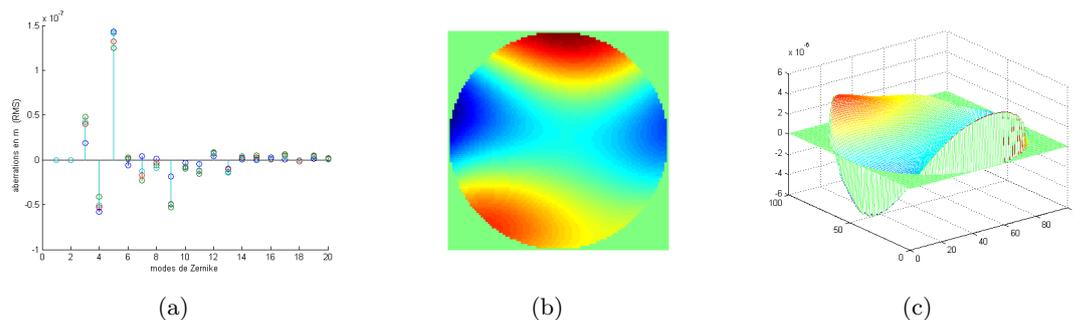


FIG. 5.3 – Décomposition modale des aberrations du sujet A

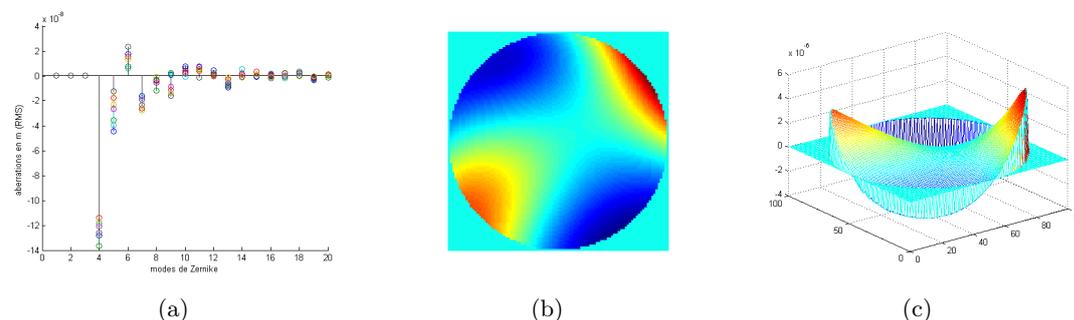


FIG. 5.4 – Décomposition modale des aberrations du sujet B

Modes	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Sujet A	0	0	0.117	-0.164	0.435	-0.002	-0.039	-0.011	-0.133	-0.022
Sujet B	0	0	0	-0.123	-0.028	0.014	-0.022	-0.005	-0.007	0.004
Modes	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Sujet A	-0.036	0.022	-0.036	0.006	0.008	0.004	0.012	-0.004	0.011	0.005
Sujet B	0.005	0.001	-0.006	0.002	0.001	0	0.001	0.001	-0.002	0

TAB. 5.2 – Valeurs reconstruites en  $\mu m$  (RMS)

En se reportant sur la figure 1.2 du chapitre 1, les aberrations reconstruites correspondent

à la réalité. Le sujet *A* porte des lunettes correctrices en temps normal (mais pas durant les mesures), des valeurs plus élevées par rapport au sujet *B* sont visibles sur le tableau 5.2, ce qui montre que le reconstituteur mesure des valeurs qui sont plausibles.

Comme expliqué précédemment, le temps d'exposition nécessaire aux acquisitions des images est relativement long. Durant cet intervalle, il est difficile de rester l'oeil immobile, ces mouvements introduisent des erreurs non négligeables difficilement quantifiable.

## 5.4 Interface *matlab*

Une interface graphique conviviale a été conçue à l'aide du logiciel *matlab*, elle permet l'acquisition des images par le biais de la caméra, l'extraction des deux images *intra* et *extra* à partir de l'image brute, et finalement la reconstruction proprement dite.

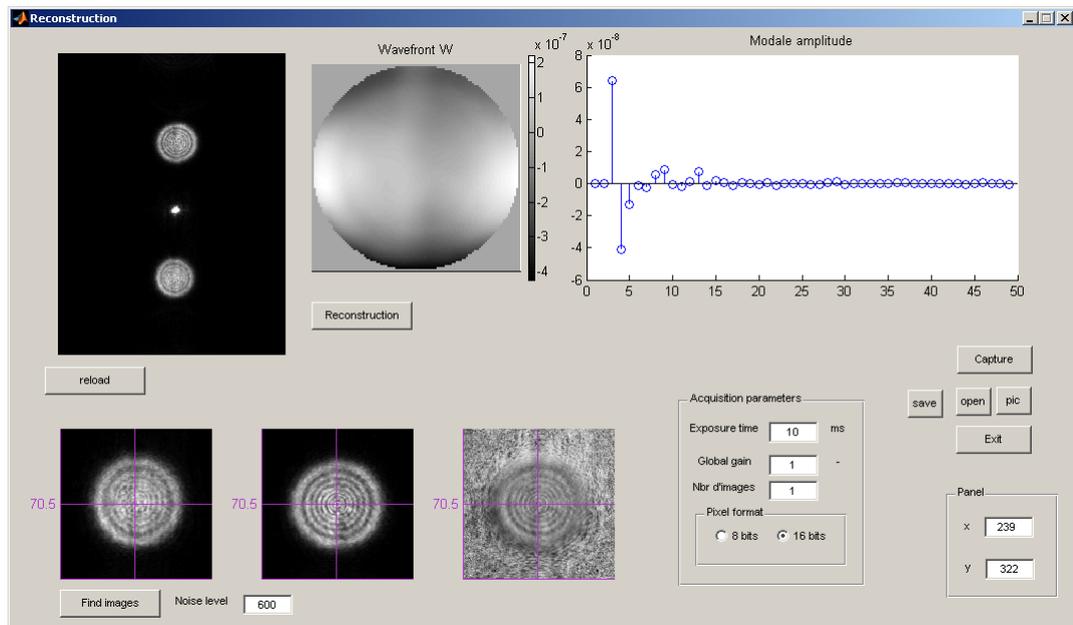


FIG. 5.5 – Interface graphique *matlab*

### 5.4.1 Comparaisons des mesures

Des mesures ont été effectuées à l'aide du senseur de Shack-Hartmann décrit au chapitre 4, la comparaison entre les fronts d'onde reconstruits du sujet B sont illustrés sur la figure 5.6. Pour différentes raisons, les reconstructions comportent des différences. La forme générale

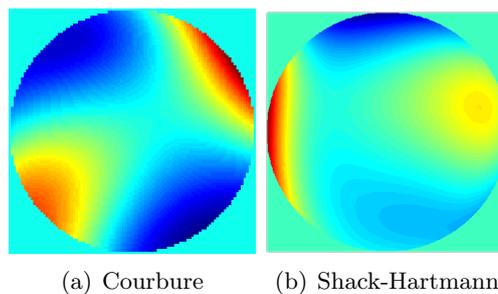


FIG. 5.6 – Comparaisons des reconstructions du sujet B

est ressemblante, mais ils ont une *orientation* différente.

En effet les caméras utilisées pour chaque senseur ont des orientations différentes par rapport au banc optique. La calibration décrite dans les sections précédentes n'a ajusté que le gain des deux senseurs, mais il faudrait également calibrer sa rotation. On pourrait le faire selon l'orientation (avec des lentilles comportant de l'astigmatisme) et selon le sens (avec des lentilles produisant de la coma). Une comparaison serait alors possible, mais on peut néanmoins voir une ressemblance entre les différentes méthode de reconstruction qui laisse voir le bon fonctionnement des deux senseurs.

# Chapitre 6

## Conclusion

---

Le senseur de courbure séduit tout d'abord par sa simplicité d'effectuer la mesure, mais il nécessite une reconstruction de front d'onde laborieuse et il n'est adapté pour des applications *temps réel* uniquement pour de faibles aberrations si il n'est pas couplé à un système d'optique adaptative.

Le choix des réseaux de diffraction comme moyen de générer les images *intra* et *extra* focales s'est révélé être une solution innovante et simple pour l'application de ce senseur à l'ophtalmologie. Les images obtenues ne sont pas d'aussi bonne qualité que si on utilise un montage *traditionnel*, mais les résultats sont néanmoins très encourageants. Les principales qualités résident dans sa simplicité de mise en oeuvre et son coût relativement faible.

Un des avantages du senseur de courbure résidait dans le fait que la distance *intra* et *extra* focale pouvait être facilement modifiée en fonction de l'ordre des aberrations à mesurer. Cette particularité n'est malheureusement plus possible avec l'utilisation d'un réseau de diffraction.

Les réseaux de diffraction ont de nombreuses fonctionnalités qui pourraient être utilisées à différentes fins, comme par exemple à générer des aberrations typiques pour calibrer les senseurs, ou même à générer des aberrations dynamiques à l'aide d'un écran LCD transparent haute résolution (comme utilisé dans un *beamer* p.ex).

Une des améliorations très utile du banc de mesures serait d'avoir un système de fixation plus rigide et mieux adapté pour éviter les mouvements de la tête. En effet la qualité des mesures serait grandement améliorée si l'oeil gardait une position fixe durant la mesure.

L'aboutissement de ce projet serait d'observer le comportement du senseur dans une boucle fermée d'optique adaptative. Son efficacité et son exactitude pourraient être immédiatement éprouvées.

Yverdon - 14 décembre 2004

S.Tanniger

# Annexe A

## Les polynômes de Zernike

---

L'approche de *Zernike* est proche de celle de *Seidel*, mais les polynômes de *Zernike* ne représentent pas les aberrations de façon aussi rigoureuse. On peut cependant se contenter de cette approximation car elle est excellente pour les aberrations les plus courantes (décrites par les premiers polynômes) : tilt, aberration de sphéricité, coma, astigmatisme.

Les polynômes de *Zernike* sont très utilisés pour l'analyse du front d'onde car ils présentent de nombreuses propriétés. Ils permettent notamment un calcul des images de diffraction et du rapport de *Strehl*.

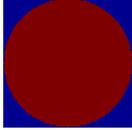
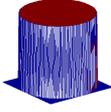
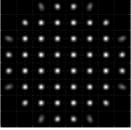
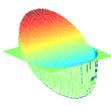
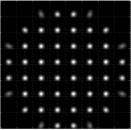
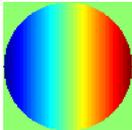
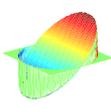
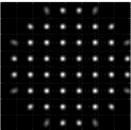
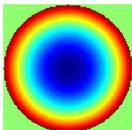
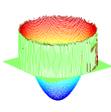
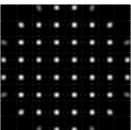
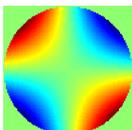
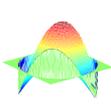
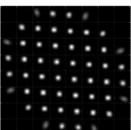
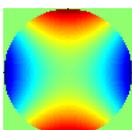
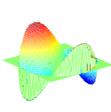
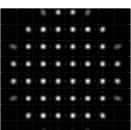
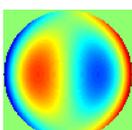
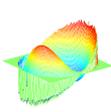
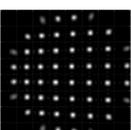
Il existe plusieurs conventions pour relier les valeurs d'aberrations aux coefficients de Zernike, la méthode de notation selon *Roddier* est celle utilisée tout au long de ce rapport... On définit les différents modes à l'aide de l'équation :

$$Z_n^m(\rho, \theta) = \sqrt{n+1} \cdot R_n^m(\rho) \cdot \begin{cases} \sqrt{2} \cdot \cos(m \cdot \theta) \\ \sqrt{2} \cdot \sin(m \cdot \theta) \\ 1(m=0) \end{cases} \quad (\text{A.1})$$

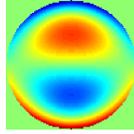
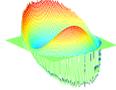
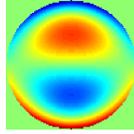
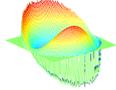
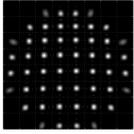
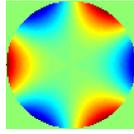
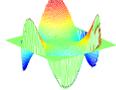
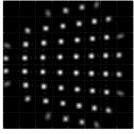
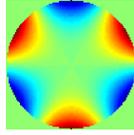
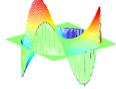
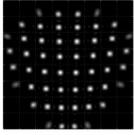
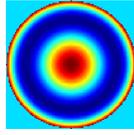
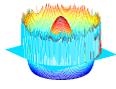
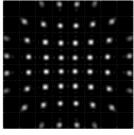
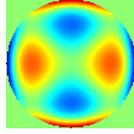
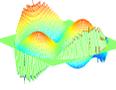
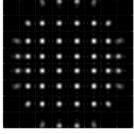
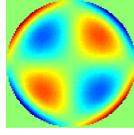
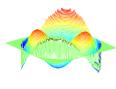
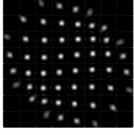
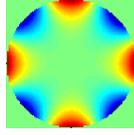
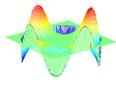
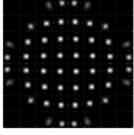
avec :

$$R_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{\frac{n-m}{2}} \frac{(-1)^s \cdot (n-s)!}{s! \cdot \left(\frac{n+m}{2} - s\right)! \cdot \left(\frac{n-m}{2} - s\right)!} \cdot \rho^{n-2s} \quad (\text{A.2})$$

L'index  $n$  est appelé le degré radial, et l'index  $m$  la fréquence azimuthal. Les tableaux A.1 et A.2 montrent les vingt premiers modes de *Zernike*.

Mode			Nom	Polynôme $z_k(\rho, \theta)$	Représentations		
$k$	$n$	$m$					Spots SH
1	0	0	piston	1			
2	1	1	tip	$\rho \cos(\theta)$			
3	1	1	tilt	$\rho \sin(\theta)$			
4	2	0	defocus	$\sqrt{3} \cdot (2\rho^2 - 1)$			
5	2	2	astigmatism	$\sqrt{6} \sin(\theta) \cdot \rho^2$			
6	2	2		$\sqrt{6} \cos(\theta) \cdot \rho^2$			
7	3	1	coma	$\sqrt{8} \sin(\theta) \cdot (3\rho^3 - \rho^2)$			

TAB. A.1 – Différents modes de *Zernike* 1-7

Mode			Nom	Polynôme $z_k(\rho, \theta)$	Représentations		
$k$	$n$	$m$					Spots SH
8	3	1		$\sqrt{8} \cos(\theta) \cdot (3\rho^3 - \rho^2)$			
9	3	3	trefoil	$\sqrt{8} \sin(3\theta) \cdot \rho^3$			
10	3	3		$\sqrt{8} \cos(3\theta) \cdot \rho^3$			
11	4	0	spherical	$\sqrt{5} \cdot (6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$			
12	4	2		$\sqrt{10} \cos(2\theta) \cdot (10\rho^4 - 3\rho^2)$			
13	4	2		$\sqrt{10} \sin(2\theta) \cdot (10\rho^4 - 3\rho^2)$			
14	4	4	ashtray	$\sqrt{10} \cos(4\theta) \cdot \rho^4$			

TAB. A.2 – Différents modes de *Zernike* 8-14

Mode			Nom	Polynôme $z_k(\rho, \theta)$	Représentations		
$k$	$n$	$m$					Spots SH
15	4	4		$\sqrt{10} \sin(4\theta) \cdot \rho^4$			
16	5	1		$\sqrt{12} \cos(\theta) \cdot (10\rho^5 - 12\rho^2 + 3\rho)$			
17	5	1		$\sqrt{12} \sin(\theta) \cdot (10\rho^5 - 12\rho^2 + 3\rho)$			
18	5	3		$\sqrt{12} \cos(3\theta) \cdot (5\rho^5 - 4\rho^3)$			
19	5	3		$\sqrt{12} \sin(3\theta) \cdot (5\rho^5 - 4\rho^3)$			
20	5	5		$\sqrt{12} \cos(5\theta) \cdot \rho^5$			

TAB. A.3 – Différents modes de *Zernike* 15-20

Mon modèle numérique [20] utilise les dérivées radiales polaires des différents modes de *Zernike* utilisés, on peut les trouver ci-dessous.

$$\begin{array}{ll}
\frac{\partial z_1}{\partial \rho} = 0 & \frac{\partial z_2}{\partial \rho} = 2 \cdot \sin(\theta) \\
\frac{\partial z_3}{\partial \rho} = 2 \cdot \cos(\theta) & \frac{\partial z_4}{\partial \rho} = 4 \cdot \sqrt{3} \cdot \rho \\
\frac{\partial z_5}{\partial \rho} = 2 \cdot \sqrt{6} \cdot \rho \cdot \cos(\theta) & \frac{\partial z_6}{\partial \rho} = 2 \cdot \sqrt{6} \cdot \rho \cdot \sin(\theta) \\
\frac{\partial z_7}{\partial \rho} = \sqrt{8} \cdot (9 \cdot \rho^2 - 2) \cdot \sin(\theta) & \frac{\partial z_8}{\partial \rho} = \sqrt{8} \cdot (9 \cdot \rho^2 - 2) \cdot \cos(\theta) \\
\frac{\partial z_9}{\partial \rho} = 3 \cdot \sqrt{8} \cdot \rho^2 \cdot \sin(3 \cdot \theta) & \frac{\partial z_{10}}{\partial \rho} = 3 \cdot \sqrt{8} \cdot \rho^2 \cdot \cos(3 \cdot \theta) \\
\frac{\partial z_{11}}{\partial \rho} = \sqrt{5} \cdot (24 \cdot \rho^3 - 12 \cdot \rho) & \frac{\partial z_{12}}{\partial \rho} = \sqrt{10} \cdot (40 \cdot \rho^3 - 6 \cdot \rho) \cdot \cos(2 \cdot \theta) \\
\frac{\partial z_{13}}{\partial \rho} = \sqrt{10} \cdot (40 \cdot \rho^3 - 6 \cdot \rho) \cdot \sin(2 \cdot \theta) & \frac{\partial z_{14}}{\partial \rho} = 4 \cdot \sqrt{10} \cdot \rho^3 \cdot \cos(4 \cdot \theta) \\
\frac{\partial z_{15}}{\partial \rho} = 4 \cdot \sqrt{10} \cdot \rho^3 \cdot \sin(4 \cdot \theta) & \frac{\partial z_{16}}{\partial \rho} = (50 \cdot \rho^4 - 36 \cdot \rho^2 + 3) \cdot \sqrt{12} \cdot \cos(\theta) \\
\frac{\partial z_{17}}{\partial \rho} = (50 \cdot \rho^4 - 36 \cdot \rho^2 + 3) \cdot \sqrt{12} \cdot \sin(\theta) & \frac{\partial z_{18}}{\partial \rho} = (25 \cdot \rho^4 - 12 \cdot \rho^2) \cdot \sqrt{12} \cdot \cos(3 \cdot \theta) \\
\frac{\partial z_{19}}{\partial \rho} = (25 \cdot \rho^4 - 12 \cdot \rho^2) \cdot \sqrt{12} \cdot \sin(3 \cdot \theta) & \frac{\partial z_{20}}{\partial \rho} = \sqrt{12} \cdot \cos(5 \cdot \theta) \cdot 5 \cdot \rho^4
\end{array}$$



# Annexe B

## Les fichiers *mex*

---

Les fichiers *mex* sont des subroutines produites à partir de code *C* [2], elles fonctionnent comme des fonctions *\*.m* ou des fonctions intégrées de *matlab* [9], l'extension pour ce type de fichier est *\*.dll*.

Un fichier *mex* est séparé en deux parties distinctes :

- Une partie qu'on appelle *computational routine (routine informatique)* qui contient tout le code *C* que l'on veut implémenter à l'aide de cette fonction *mex*.
- l'autre partie qu'on appelle *gateway routine (routine passerelle)*, fait l'interface entre la première partie et *matlab*, elle s'occupe en fait de la préparation du stockage et transfert des données, c'est cette partie qui appelle la routine précédente comme une sous-routine en lui passant les différents paramètres.

La routine passerelle commence toujours selon le schéma suivant :

```
void mexFunction(int nlhs, mxArray *plhs[],  
                 int nrhs, const mxArray *prhs[])
```

- *nlhs* : correspond au nombre de paramètres de sorties (type int)
- *plhs* : correspond au(x) paramètre(s) de sortie(s)
- *nrhs* : correspond au nombre de paramètres d'entrées (type int)
- *prhs* : correspond au(x) paramètre(s) d'entrée(s)

Dans la routine passerelle, on peut accéder aux différentes données par la structure *mxArray*<sup>1</sup> et ensuite les manipuler dans la routine informatique *C*. Par exemple l'expression `mxGetPr(prhs[0])` retourne un pointeur de type `double*` qui pointe sur les données réelles de *MxArray* pointées par `prhs[0]`.

La figure B.1 montre le *cycle* effectué lors de l'appel d'une fonction *mex* par *matlab* :

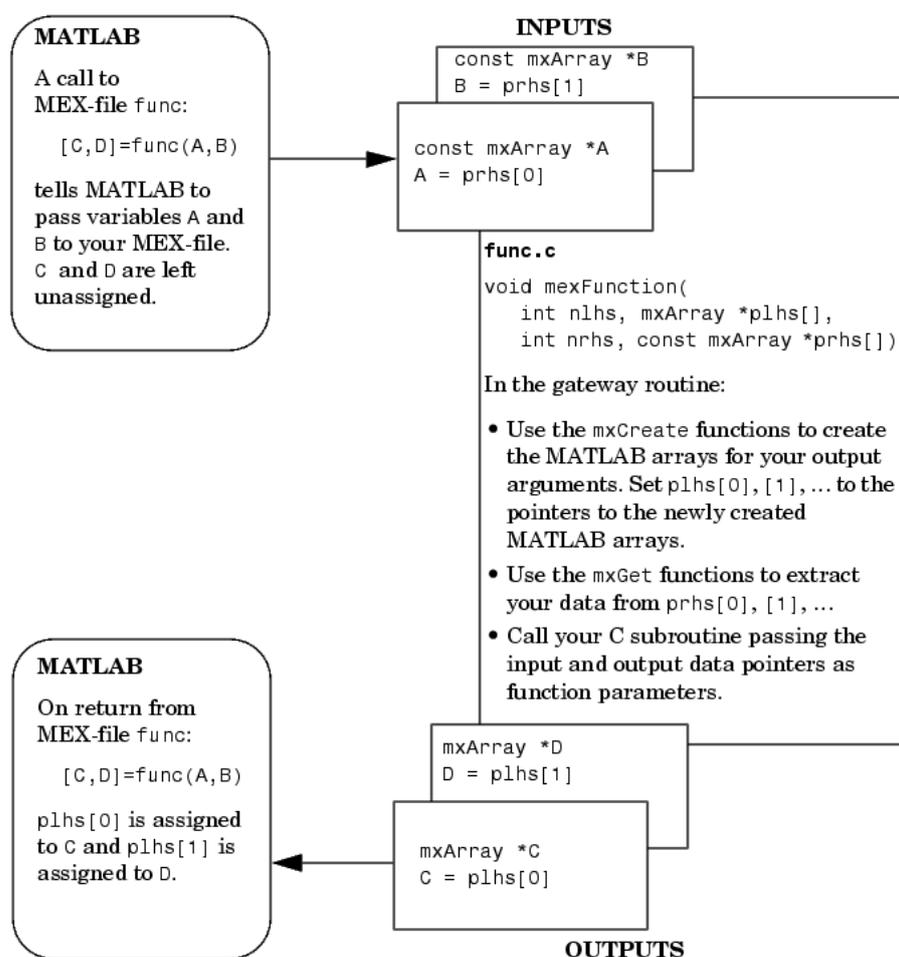


FIG. B.1 – Cycle effectué par matlab lors de l'appel d'une fonction *mex*

Pour extraire les données provenant de *matlab* (donc bien souvent les paramètre d'entrées) on utilise la fonction `mxGet`, elle est différente pour chaque type de variables, par exemple :

<sup>1</sup>C'est une structure, elle peut contenir des données réelles, imaginaires, des vecteurs, des matrices,...

- `mxGetScalar` : pour extraire la partie réelle d'un nombre et l'assigner à un type *int*
- `mxGetString` : pour extraire un string et l'assigner à un type *string C*

Bien d'autres fonctions sont disponibles, elles sont toutes expliquées en détail dans le manuel en ligne *matlab*. Pour envoyer les données provenant du fichier *mex* vers *matlab*, on utilise 2 fonctions, `mxCreate` et `mxGet`.

Un exemple lorsque une matrice est le paramètre de sortie :

```
int ndim = 2, dims[]={640, 480};
/* Set the output pointer to the output matrix. */
plhs[0] = mxCreateNumericArray(ndim, dims, mxUINT8_CLASS,mxREAL);
/* Create a C pointer to a copy of the output matrix. */
r_image = mxGetData(plhs[0]);
```

On a donc dans ce cas une matrice 2 dimensions de 640 par 480, remplie par des type *UINT8* (unsigned integer de 8 bits).

Et dans le cas suivant, le paramètre de sortie sera un nombre de type *double* réel.

```
YP_OUT = mxCreateDoubleMatrix(1, 1, mxREAL);
yp = mxGetPr(YP_OUT);
```

Pour pouvoir utiliser toutes les fonctions décrites précédemment, le fichier *mex* doit impérativement contenir le fichier d'entête suivant : `mex.h`.

La compilation des fichiers *mex* s'effectue à l'intérieur de *matlab* par la commande `mex`, mais nécessite un compilateur *C* installé sur la machine. Si des fichiers librairies sont utilisés dans la routine informatique (computational routine), ils doivent se trouver dans le même répertoire que le *\*.mex* et doivent être déclarés lors de la compilation, par exemple :

```
mex fichier_mex.c librairie.lib -argcheck
```

## B.1 fonction *lucam*

Une fonction *lucam.dll* a été écrite pour assurer l'interface entre la caméra et *matlab*. La syntaxe de commande est la suivante :

```
y=lucam(Type)
```

Avec *Type* qui correspond à l'action voulue :

```
%=====
% lucam.m      Interface for lumenera Camera
%
%             The calling syntax is:
%
%             y=lucam(Type)
%             Type: open(0), snapshot(1), close(2)
%
%             lucam(0)
%
%             y=lucam(1,ExposureTime,GGain,PixelFormat)
%             y: output matrix from the video
%             ExposureTime: Exposure time in ms
%             GGain: Global gain
%             PixelFormat: 8(0) or 16(1) bits
%
%             lucam(2)
%
% This is the help for the MEX-file lucam.c
% S.Tanniger EIVD 2004
% =====*/
```

# Annexe C

## CD-ROM

---

Le cd-rom contient les différentes fonction *matlab*, les fichiers *mex* et les mesures effectuées durant ce projet.

Il contient également toutes les publications citées dans la bibliographie.



# Annexe D

## Poster de présentation

---



## Remerciements

---

M. Eric Hofmann pour le développement optique du montage.

M. Philippe Horisberger, Optic Oron pour la mise à disposition des lentilles ophtalmiques

La société SELBA pour le travail réalisé pour la fabrication des réseaux de diffraction.

Messieurs Henri Jotterand et Francis Levy de l'école polytechnique de Lausanne pour leur soutien durant ces trois ans d'études.

Mes amis, plus spécialement Alain et toute sa famille, Audrey pour sa patience, mes parents et toute ma famille...



## Bibliographie

---

- [1] Don Gavel Scot Olivier Abdul Awwal, Brian Baumann. Characterization and operation of a liquid crystal adaptive optics phoropter. *Proc. of SPIE*, 5169 :104–122, 2003.
- [2] Dennis M.Ritchie Brian W.Kernighan. *The C programming language*. Prentice Hall software series, 2003.
- [3] François Roddier Claude Roddier. Wave-front reconstruction from defocused images and the testing of ground-based optical telescopes. *J. Opt. Soc. Am.*, 10(11) :2277–2287, 1993.
- [4] Reinhold Josef Dorn. *A CCD based curvature wavefront sensor for adaptive optics in astronomy*. PhD thesis, Carola University of Heidelberg, Germany, 2001.
- [5] Claude Roddier Francois Roddier. Wavefront reconstruction using iterative fourier transforms. *Applied Optics*, 30(11) :1325–1327, 1991.
- [6] Martial Geiser. *Institut de recherche en ophtalmologie*. Sion, Valais.
- [7] Anurag Gupta. *A Wavefront sensor for the human eye based on curvature sensing*. PhD thesis, University of Arizona, 2002.
- [8] Eric Hofmann. *Analyseur de surface d’ondes de Shack -Hartmann à large dynamique pour la mesures des aberrations de l’oeil*, chapter 5. EIVD, 2004.
- [9] Math Works inc. *Matlab Application Program Interface Guide*, chapter 3. 1998.
- [10] Prof. Dr ing Dickmann. *EXP20 LASER SAFETY*, chapter 2. Physikal Technik, 2003.
- [11] Jesper Hjortdal Kristian Naeser. *Regular astigmatism and total refractive power*. Department of Ophthalmology, Randers Centralsygehus, Denmark, 2003.

- [12] Olivier LAI. *L'optique adaptative du Télescope Canada-France-Hawaii*. PhD thesis, Ecole Doctorale d'astronomie d'Ile de France, 1996.
- [13] E. Acosta M. Soto. Performance analysis of crvature sensors : optimum positioning of the measurements planes. *Optics express*, 11(20) :2577–2588, 2003.
- [14] Diffractive Optics. *Jari Turunen, Frank Wyrowski*. Akademie Verlag, 1997.
- [15] Alan H. Greenway Paul M. Blanchard. Simultaneous multiplane imaging with a distorted diffraction grating. *Applied Optics*, 38(32) :6692–6699, 1999.
- [16] Simon C. Woods Alan H. Greenway Paul M. Blanchard, David J.Fisher. Phase diversity wave front sensing with a distorted diffraction grating. *Applied Optics*, 39(35) :6649–6655, 2000.
- [17] Jason Porter. *Aberrations of the human eye : Structure*, chapter 1. University of Rochester, 2003.
- [18] François Roddier. Wavefront sensing and the irradiance transport equation. *Applied Optics*, 29(10) :1402–1403, 1990.
- [19] Dirk-Uwe Bartsch Sophie Laut and William R. Freeman. Experimental approach to the characterization of a micro-machined continuous-membrane deformable mirror. *Astronomical Adaptive Optics Systems and Applications*, 5169, 2003.
- [20] Sébastien Tanniger. *Utilisation d'un capteur de courbure pour la mesure des aberrations de l'oeil*, chapter 4. EIVD, 2004.