

## ÉPREUVE COMMUNE DE TIPE 2012 - Partie D

### Optique adaptative en ophtalmologie

Temps de préparation : .....2 h 15 minutes

Temps de présentation devant les examinateurs : .....10 minutes

Dialogue avec les examinateurs : .....10 minutes

#### GUIDE POUR LE CANDIDAT :

Le dossier ci-joint comporte au total : 12 pages

Guide candidat : 1 page

Document principal (10 pages) : Document en trois parties décrivant l'œil humain, le principe de l'optique adaptative et son intérêt en ophtalmologie.

Documents complémentaires (1 pages) :

Travail **suggéré** au candidat :

Le candidat explicitera les défauts principaux de l'œil humain et décrira plus en détails un défaut en particulier. Il pourra utiliser pour ça le modèle de l'œil réduit. Puis il expliquera la déformation du front d'onde par un milieu perturbateur et sa correction par optique adaptative dans le mode boucle fermée. Enfin il expliquera l'intérêt de l'optique adaptative en ophtalmologie.

#### CONSEILS GENERAUX POUR LA PREPARATION DE L'EPREUVE :

\* Lisez le dossier en entier dans un temps raisonnable.

\* Réservez du temps pour préparer l'exposé devant les examinateurs.

- Vous pouvez écrire sur le présent dossier, le surligner, le découper ... mais tout sera à remettre aux examinateurs en fin d'oral.
- En fin de préparation, rassemblez et ordonnez soigneusement TOUS les documents (transparents, *etc.*) dont vous comptez vous servir pendant l'oral, ainsi que le dossier, les transparents et les brouillons utilisés pendant la préparation. En entrant dans la salle d'oral, vous devez être prêt à débiter votre exposé.
- A l'issue de l'épreuve, vous devez remettre au jury le dossier scientifique. Tout ce que vous aurez présenté au jury pourra être retenu en vue de sa destruction.

**IL EST INTERDIT DE SORTIR LE SUJET DU SITE DE L'EPREUVE**

# Optique adaptative en ophtalmologie

## Bibliographie :

Marie Glanc, Thèse de doctorat de l'Université Paris IX, 13 mars 2002.

Pierre Strock, <http://strock.pi.r2.3.14159.free.fr/>

5 L'œil humain n'est pas un système optique parfait ce qui a deux conséquences principales :

- La précision de la vision humaine est limitée au-delà des contraintes théoriques liées à la diffraction lumineuse.
- L'imagerie du fond de l'œil in vivo est également fortement imprécise

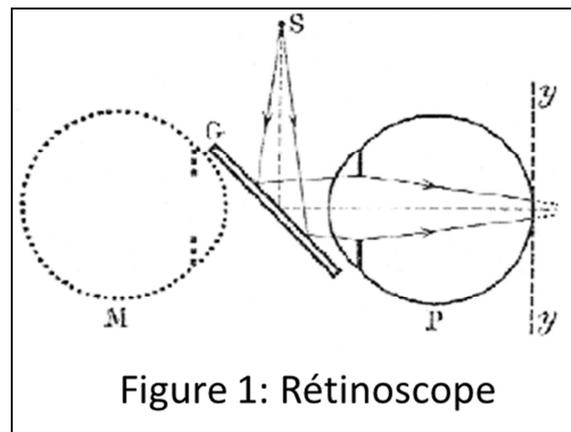
10 Les implications de ces deux constatations sont différentes. La correction de la vision humaine est un enjeu médical très ancien. Les défauts les plus courants de la vision sont corrigés de manière satisfaisante à l'aide des verres de lunettes et des lentilles de contact. Toutefois cette correction n'amène pas la résolution de l'œil à la limite théorique de la diffraction. En effet la diffraction par la pupille dilatée à 7mm limite la résolution sur la rétine à environ  $2\mu\text{m}$ . Or la résolution réelle est plutôt de l'ordre de  $10\mu\text{m}$ . La deuxième  
15 conséquence, la faible résolution des images de fond de l'œil, est un problème plus récent. C'est une limitation importante pour le diagnostic des maladies de dégénérescence rétinienne notamment (par exemple la dégénérescence maculaire liée à l'âge qui mène à la cécité). Les principaux appareils actuellement utilisés pour étudier le fond de l'œil sont :

20 - La microscopie conventionnelle

Elle consiste à prélever des tissus rétiens (biopsies) qui sont ensuite colorés pour faire apparaître des contrastes permettant d'en déduire des informations d'ordre médical. Cette technique est limitée dans son utilisation car elle est invasive (biopsies) et ex vivo (tissus non vivants).

25 - Le rétinoscope

La figure 1 présente un rétinoscope à image droite. La source  $S$  éclaire l'œil du patient ( $P$ ) par l'intermédiaire d'une lame



30 semi-transparente. Le champ éclairé sur la rétine a le diamètre de la tâche 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  
1,5mm sur la rétine. Le médecin ne voit donc qu'une petite région de la rétine à la fois.  
Il explore la rétine en déplaçant son œil ainsi que le rétinoscope. Il existe des  
35 rétinoscopes à image renversée où une lentille est interposée entre le médecin et le  
patient. Ces systèmes permettent de visualiser un champ plus étendu sur la rétine.  
L'image est toutefois inversée et de plus faible grossissement.

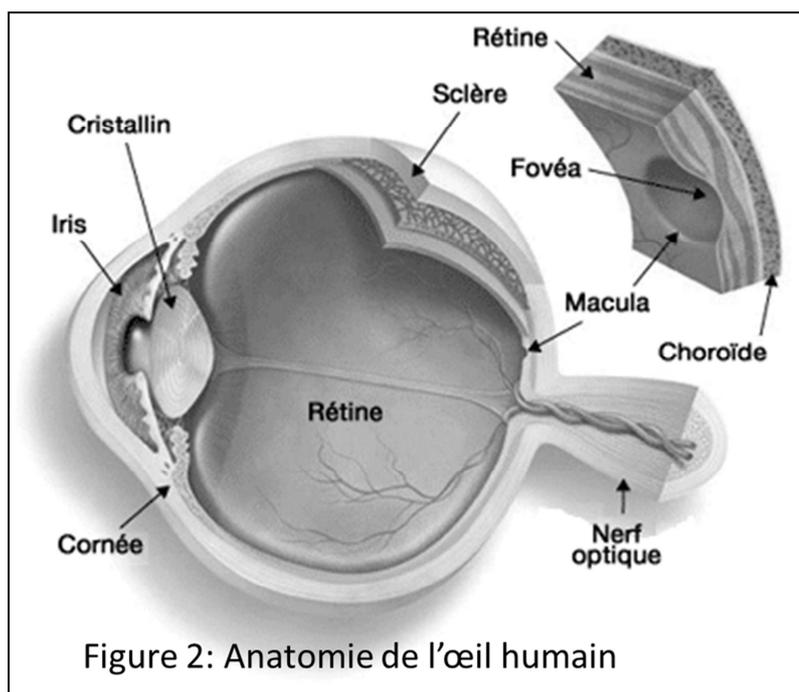
- L'ophtalmoscope laser à balayage

La conception des rétinoscopes a peu évolué depuis leur invention au 19<sup>ème</sup> siècle. Les  
modifications principales portent sur les sources et les détecteurs (photographiques ou  
40 capteurs numériques) ayant remplacés l'œil du médecin. Une autre amélioration a été  
l'ophtalmoscope laser à balayage, dans lequel l'image n'est pas réalisée sur un capteur  
à deux dimensions, mais point à point en balayant la surface de l'œil avec un laser  
focalisé. Ce système permet de réaliser une image large champ de la rétine. Toutefois  
même avec ce genre de système la résolution des images de fond de l'œil est encore  
45 limitée à environ 30 $\mu$ m notamment en raison des défauts de l'œil du patient.

## 1 L'œil humain

Les structures anatomiques de l'œil humain ayant un rôle optique sont représentées sur la  
figure 2. On retrouve en suivant la direction de l'axe  
50 optique et le sens de la lumière entrante dans l'œil :

- La cornée : C'est la partie transparente de la structure externe de l'œil. Le  
reste de cette structure est opaque et a un rôle de tenue  
55 mécanique. Le rôle



- 60 optique de la cornée est double. Elle sert de fenêtre d'entrée de la lumière mais aussi de focalisation de la lumière. C'est la structure assurant majoritairement le pouvoir de focalisation de l'œil.
- L'humeur aqueuse (non représentée sur la figure 2) est un liquide transparent qui assure un rôle nourricier pour la cornée et le cristallin qui sont des structures non
- 65 vascularisées.
- L'iris est un muscle circulaire opaque réalisant un diaphragme au diamètre réglable en ajustant la taille de la pupille d'entrée. Il permet d'ajuster la quantité de lumière pénétrant dans l'œil (de 2mm en plein jour jusqu'à 9mm dans le noir). De plus comme il s'agit de la pupille d'entrée du système optique la résolution ultime
- 70 théorique de l'œil est limitée par la figure de diffraction de la pupille de l'iris.
- Le cristallin est une structure transparente en forme de lentille biconvexe et dont le rayon de courbure est ajustable par l'intermédiaire de muscles. Son rôle optique est donc d'ajouter un pouvoir de focalisation réglable. Ceci permet à l'œil d'avoir une
- 75 plage d'accommodation. Ainsi l'œil est capable de régler sa distance focale pour voir nettement des objets situés sur une plage de distance allant de son punctum proximum (environ 25cm devant l'œil) à son punctum remotum (à l'infini).
- L'humeur vitrée (non représentée sur la figure 2) est un liquide qui se trouve dans le globe oculaire. Transparente pour le visible, elle absorbe partiellement les UV assurant un rôle de protection de la rétine contre ces rayonnements très
- 80 énergétiques.
- La rétine est la structure photosensible de l'œil. Elle est composée de cellules photo-réceptrices (les cônes et les bâtonnets). Les cônes assurent la vision des couleurs, leur densité décroît très rapidement depuis le centre optique de la rétine (la fovéa) jusqu'aux zones périphériques. Les bâtonnets, plus sensibles, mesurent
- 85 la luminosité. Leur densité est maximale à environ 20° de la fovéa et décroît lentement à la fois en direction de la périphérie et en direction de la fovéa.

L'œil peut être vu comme un modèle optique simplifié que l'on nomme l'**œil réduit**. On modélise alors l'œil par un diaphragme réglable (iris), une lentille convergente de distance focale réglable (cornée et cristallin) et un écran (rétine). La distance focale au repos (l'œil au

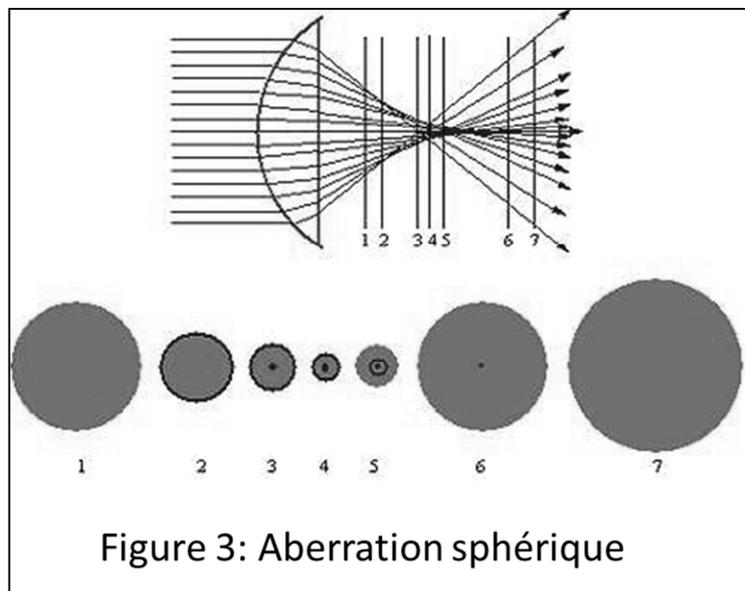
90 repos voit nettement un objet situé au punctum remotum) est d'environ 20mm.

Les défauts dynamiques de l'œil sont liés principalement au fait que les muscles assurant les mouvements des yeux ne permettent pas de maintenir l'œil parfaitement immobile, comme ceci est nécessaire pendant l'imagerie du fond de l'œil.

Les défauts statiques de l'œil sont eux liés aux défauts anatomiques de ses deux structures focalisatrices principales, la cornée et le cristallin. Ces derniers défauts sont la cause majoritaire de la détérioration de la résolution spatiale de l'image du fond de l'œil. On les classe comme pour tout système optique en plusieurs types dont les principaux sont :

- Défaut de mise au point : Certain yeux présentent un défaut ou un excès de focalisation au repos. Ceci a pour conséquence qu'une image d'un objet à l'infini ne se forme pas sur la rétine mais en avant ou en arrière de celle-ci. L'image sur la rétine est donc floue. Si, au repos, l'œil focalise en avant de la rétine on dit qu'il est myope. S'il focalise en arrière de la rétine on le dit hypermétrope.
- Aberration sphérique : Elle désigne une aberration dont l'une des conséquences est la disparition du foyer.

Les rayons provenant du bord et du centre du système optique ne se focalisent plus au même point. On observe alors une caustique de focalisation (voir figure 3), dans laquelle le point image attendu sera remplacé par un halo plus ou moins flou. On



définit donc trois foyers principalement :

- o Le foyer paraxial qui est défini par l'approximation de l'optique géométrique
  - o Le meilleur foyer qui correspond à l'endroit où la tâche diffuse est la plus étroite
  - o Le foyer marginal qui correspond à l'intersection des rayons marginaux, c'est-à-dire ceux passés sur les bords de la pupille du système optique.
- Aberration de coma : Elle désigne une aberration qui dépend du champ d'une part et de l'ouverture d'autre part (i.e. de la distance du point d'impact des rayons sur la pupille par rapport au centre de celle-ci). Cette aberration est dite "de champ" car elle n'existe pas sur l'axe optique. L'effet de cette aberration est de produire une tache en forme d'aigrette dans un plan d'observation (voir figure 4). Les rayons

parallèles qui ne sont pas dans l'axe optique de la lentille ne convergent pas tous en un même point sur le plan focal. Les rayons qui passent sur les bords de la lentille peuvent être focalisés plus loin ou plus près de l'axe optique que ceux passant au centre de la lentille. On parle respectivement de coma positive et de coma négative.

130

- Astigmatisme : Un système optique possède théoriquement une symétrie axiale par rapport à l'axe optique. L'astigmatisme est lié à des défauts de cette symétrie. Ainsi si le rayon de courbure du système optique

135

140

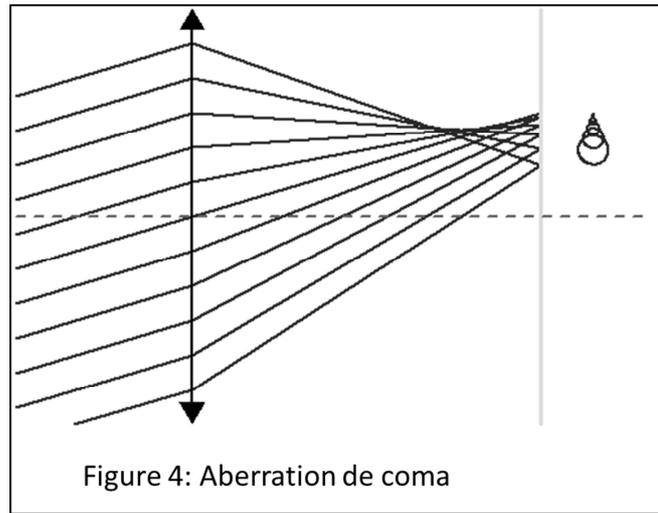


Figure 4: Aberration de coma

n'est pas constant par symétrie axiale sa distance focale ne l'est pas non plus. Dans l'astigmatisme régulier le défaut de courbure conduit à une forme ellipsoïdale avec deux axes principaux.

145

Ainsi comme le montre la figure 5 les rayons lumineux se focalisent en deux foyers différents (selon leur provenance plus ou moins proche des deux axes principaux) ce qui

150

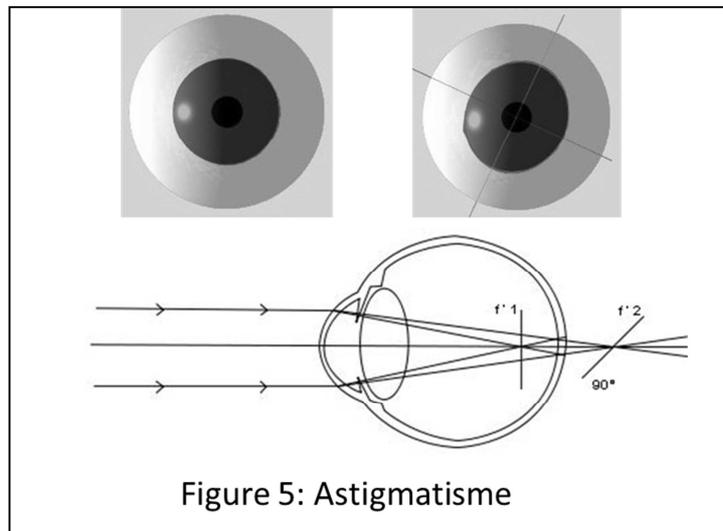


Figure 5: Astigmatisme

produit un étalement de l'image le long de l'axe optique entre les deux foyers extrêmes.

155

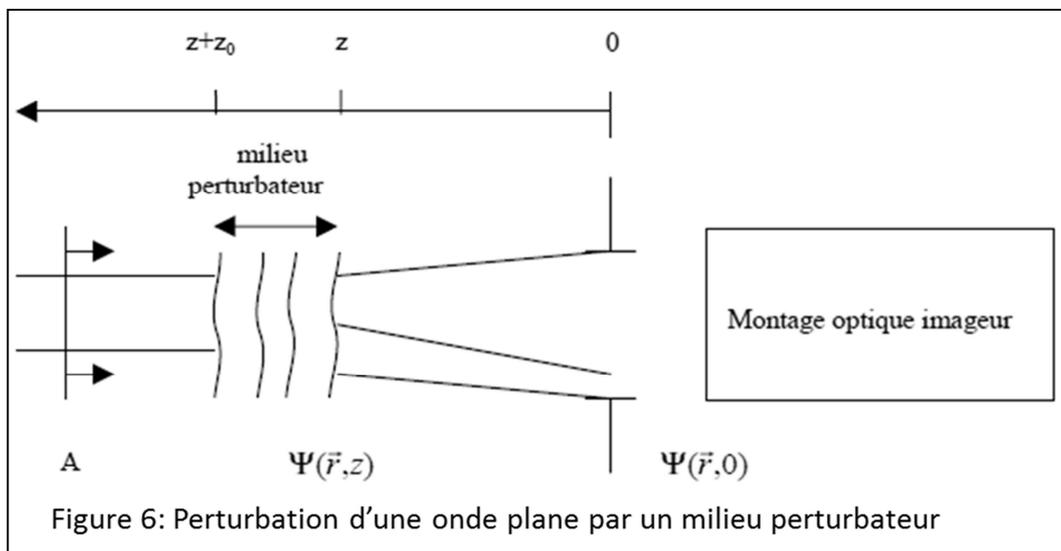
- Chromatisme : L'indice de réfraction dépendant de la longueur d'onde, la distance focale en dépend également. Ceci produit un étalement de l'image quand la source n'est pas monochromatique.

160 **2 Optique adaptative**

Lorsqu'une onde plane traverse un milieu dont l'indice optique fluctue, elle perd sa planéité. L'Optique Adaptative (OA) est une technique permettant de redresser en temps réel le front d'onde déformé. Ceci permet d'obtenir des images à haute résolution spatiale. Ce concept est né en astronomie en 1953 pour compenser les effets des turbulences atmosphériques sur les images astronomiques. Depuis 20 ans l'OA a été introduite dans de nombreux domaines d'application et notamment depuis 1997 en ophtalmologie.

165

Considérons l'action d'un milieu perturbateur sur la propagation d'une onde plane issue d'un objet ponctuel situé à l'infini. Le schéma de la figure 6 modélise les éléments suivants : l'onde plane d'amplitude initiale  $A$ , le milieu perturbateur d'épaisseur  $z_0$  et la pupille d'entrée



170 de l'instrument imageur, dans le plan de cote nulle ( $z = 0$ ).

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 :

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

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

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 :

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

180 On admettra que la propagation de l'onde en dehors du milieu perturbateur, jusque dans la pupille du montage optique permet d'exprimer le champ dans la pupille tel que :

$$\Psi(\vec{r}, 0) = A(\vec{r}, 0) \cdot \exp(i\Phi(\vec{r}, 0)) \quad (3)$$

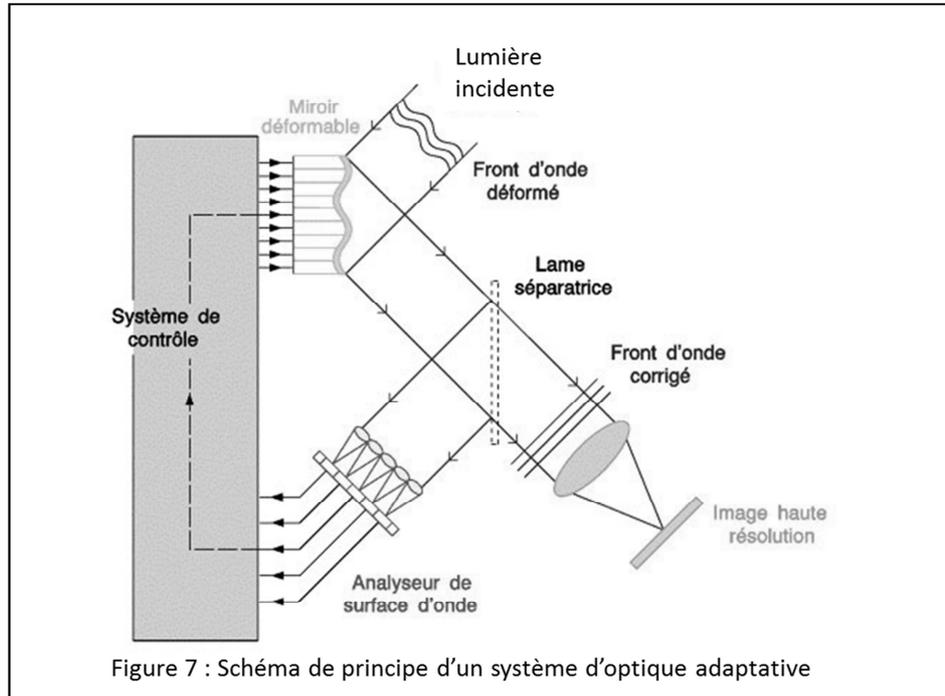
La dépendance spatiale du terme d'amplitude apparaît dans la pratique lorsque la propagation d'un défaut de phase se fait sur une distance suffisamment longue pour induire des fluctuations de l'amplitude (scintillation). Dans le cadre de l'approximation dite du champ proche, on néglige cette dépendance.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

Lorsque des aberrations sont présentes dans la pupille ceci se traduit par une dégradation de la résolution de

l'image.

Le principe général d'un montage d'OA est décrit dans la figure 7. On

considère une source de lumière incidente à l'infini dont le front d'onde est déformé par un milieu perturbateur. L'onde se réfléchit



sur un miroir déformable puis est analysée par un analyseur de surface d'onde (AFO). Un dispositif de rétrocontrôle permet de modifier en temps réel la forme du miroir afin d'optimiser un critère qui est généralement la planéité du front d'onde.

Un système d'OA peut fonctionner dans deux modes distincts :

- Boucle ouverte : Lorsque le gain de la boucle de rétrocontrôle est nul, celle-ci n'est pas utilisée et l'AFO ne contrôle pas le miroir déformable qui reste au repos (miroir plan). Ainsi le front d'onde reste déformé et l'AFO mesure cette déformation en temps réel. Ceci permet de récupérer des informations pour caractériser le milieu perturbateur.
- Boucle fermée : Lorsque le gain de la boucle de rétrocontrôle est différent de zéro celle-ci modifie la planéité du miroir, ceci permet de corriger plus ou moins rapidement le front d'onde.

Lorsque que le système fonctionne en boucle ouverte il est intéressant de décomposer la phase  
 215 aberrante  $\Phi(\vec{r}, 0)$  de l'onde mesuré par l'AFO sur une base de la pupille :

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

où les  $Z_i$  sont les vecteurs de la base. En pratique la décomposition se fait sur un nombre fini  
 $N$  de vecteurs :  $\Phi(\vec{r}, 0) = \sum_0^N a_i Z_i(\vec{r})$ .

Dans ce cas la base choisie est généralement celles des polynômes de Zernicke qui sont une  
 220 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 :

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

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

$$Z = R_n^0(\rho), \text{ pour } m = 0$$

225 avec  $R_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{n-m} \frac{(-1)^s (2n-m-s)!}{s!(n-s)!(n-m-s)!} \rho^{2n-2s-m} \quad (7)$

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

Cette base est utilisée en OA car les polynômes de Zernicke ont une interprétation en termes  
 d'aberrations optiques et des liens peuvent être faits avec les défauts statiques des systèmes  
 optiques comme décrit au paragraphe 1.

230 Le tableau suivant donne les polynômes des premières valeurs de  $n$  et  $m$  ainsi que leur  
 appellation en termes d'aberration. La figure 8 montre la déformation induite sur le front  
 d'onde par chaque polynôme de Zernicke.

numéro	n	m	polynôme	Appellation usuelle
0	0	0	1	Piston
1	1	1	$\rho \cos(\theta)$	Inclinaison su X ou tilt X
2	1	1	$\rho \sin(\theta)$	Inclinaison sur Y ou tilt Y
3	1	0	$-1 + 2\rho^2$	Mise au point ou focalisation
4	2	2	$\rho^2 \cos(2\theta)$	Astigmatisme à 0° ou sur X
5	2	2	$\rho^2 \sin(2\theta)$	Astigmatisme à 45° ou sur Y
6	2	1	$\rho(-2 + 3\rho^2) \cos(\theta)$	Coma sur X
7	2	1	$\rho(-2 + 3\rho^2) \sin(\theta)$	Coma sur Y
8	2	0	$1 - 6\rho^2 + 6\rho^4$	Aberration de sphéricité

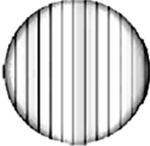
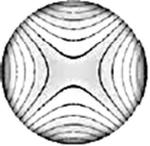
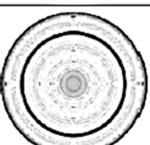
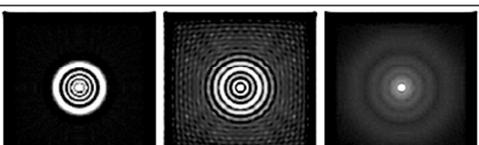
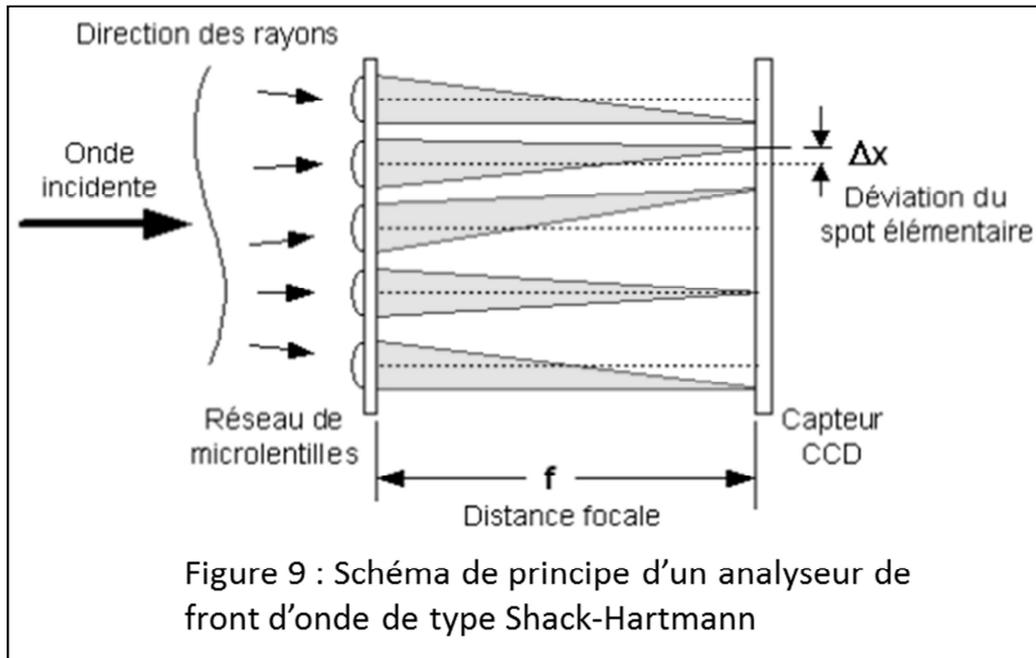
N°	Type	Forme de l'onde	Effet
0	Piston	Plat parfait	« C'est parfait ! »
1 & 2	Inclinaison		« Là, l'étoile n'est pas au centre. Commencez donc par la viser ! »
3	Mise au point		
N°	Type	Forme de l'onde	Effet
4 & 5	Astigmatisme N.B. Souvent lié aux contraintes mécaniques.		
6 & 7	Coma N.B.: Se règle parfois avec la collimation		
8	Sphéricité N.B.: C'est en générale le premier défaut du verre...		

Figure 8: Déformation du front d'onde par chaque polynôme de Zernicke

Il existe plusieurs technologies d'AFO, la plus courante est l'analyseur de Shack-Hartmann qui mesure la dérivée de la phase du front d'onde et dont le principe est illustré sur la figure 9.

235 Un AFO de Shack-Hartmann est constitué de deux éléments : une caméra CCD et un réseau de micro-lentilles. La projection sur le détecteur de la pupille définie par une micro-lentille élémentaire est appelée sous-pupille. Le front d'onde est donc divisé spatialement dans le plan de la pupille par ce réseau de micro-lentilles. Aux foyers des micro-lentilles se trouve le détecteur CCD qui enregistre les images (spots) produites par chacune des microlentilles. En

240 l'absence d'aberration, chaque lentille donne une image de l'objet centrée sur son axe optique. Chaque spot a alors une répartition en sinus cardinal au carré. Dans le cas où le front d'onde n'est pas plan, on peut montrer 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.



245

### 3 Applications en ophtalmologie

La technique d'OA peut être utilisée pour augmenter fortement la résolution des techniques d'imagerie du fond de l'œil en ophtalmologie. La figure 10 montre un exemple de fond de l'œil avec et sans utilisation de l'optique adaptative. On peut constater l'amélioration très nette de la résolution spatiale qui permet alors de distinguer les structures cellulaires individuelles des photorécepteurs.

250

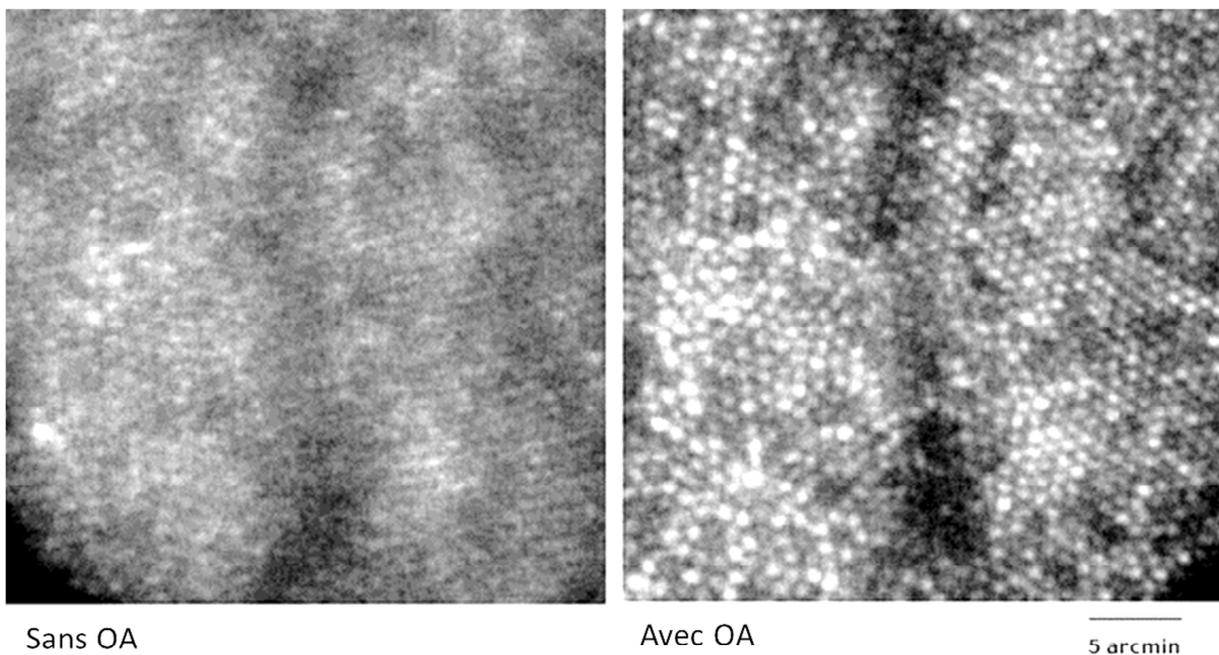
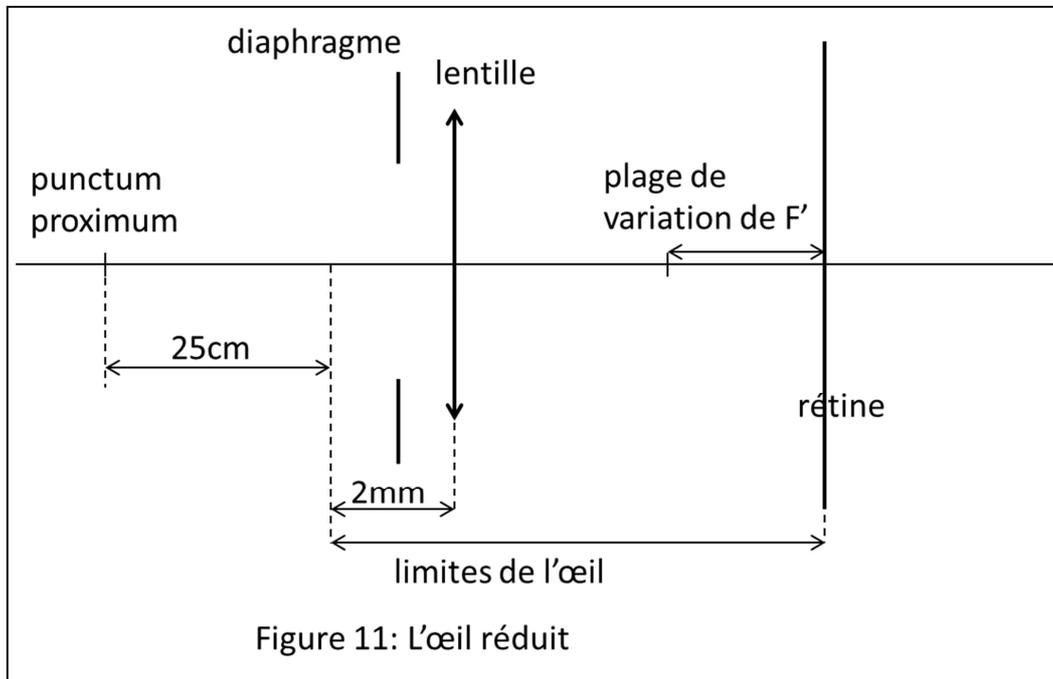


Figure 10: Photorécepteurs de la rétine; Fond de l'œil par optique adaptative.

#### 4 Glossaire

255 **Œil réduit** : c'est un modèle optique simplifié de l'œil. La lentille est réglable de telle façon que sa distance focale peut se trouver dans une plage de variation indiquée sur la figure 11.



260

265