



**HAL**  
open science

# Mesure et prédiction de la vision subjective en présence d'aberrations monochromatiques

Yohann Benard

► **To cite this version:**

Yohann Benard. Mesure et prédiction de la vision subjective en présence d'aberrations monochromatiques. Autre [cond-mat.other]. Université Paris Sud - Paris XI, 2011. Français. NNT : 2011PA112263 . tel-00663420

**HAL Id: tel-00663420**

**<https://theses.hal.science/tel-00663420>**

Submitted on 27 Jan 2012

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

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

**UNIVERSITE PARIS XI**  
**U.F.R. SCIENTIFIQUE D'ORSAY**

**THESE**

Présentée pour obtenir le grade de

**DOCTEUR EN SCIENCES**

**DE L'UNIVERSITE PARIS-XI**

Par

Yohann BENARD

**MESURE ET PREDICTION DE LA VISION SUBJECTIVE**  
**EN PRESENCE D'ABERRATIONS MONOCHROMATIQUES**

Octobre 2011

Laboratoire Aimé Cotton – Campus scientifique d'Orsay



# Table des matières

<b>Remerciements .....</b>	<b>v</b>
<b>Résumé.....</b>	<b>vii</b>
<b>Abréviations.....</b>	<b>ix</b>
<b>Introduction .....</b>	<b>1</b>
<b>1 - Généralités .....</b>	<b>3</b>
1.1 - Optique de l'œil.....	3
1.1.1 - Limitations neuronales.....	3
1.1.2 - Limitations optiques.....	6
1.1.3 - Représentation de Zernike.....	10
1.1.4 - Les aberrations de l'œil humain.....	11
1.2 - Mesure et modulation des aberrations.....	15
1.2.1 - Mesure des aberrations .....	15
1.2.2 - Modulation des aberrations.....	17
1.3 - Les performances visuelles.....	20
1.3.1 - L'acuité visuelle .....	20
1.3.2 - La sensibilité au contraste.....	20
<b>2 - Vision Subjective.....</b>	<b>23</b>
2.1 - Profondeur de Champ.....	23
2.1.1 - Définitions de la profondeur de champ .....	23
2.1.2 - La cible.....	25
2.1.3 - Les paramètres liés au sujet.....	27
2.2 - La qualité d'image subjective .....	33
<b>3 - Prédiction de la vision.....</b>	<b>37</b>
3.1 - Critères de qualité d'image.....	37
3.1.1 - Critères de qualité d'image calculés dans le plan de la pupille.....	37
3.1.2 - Critères de qualité d'image calculés dans le plan de l'image .....	39
3.2 - Prédiction des performances visuelles .....	40
3.3 - Prédiction de la vision subjective .....	41

<b>4 - Matériel et méthode .....</b>	<b>43</b>
4.1 - Optique adaptative .....	43
4.1.1 - Appareil .....	43
4.1.2 - Modulation des aberrations.....	45
4.2 - Sujets.....	47
4.3 - Simulation numérique .....	48
4.4 - Mesure de la profondeur de champ .....	48
4.4.1 - Addition des aberrations.....	48
4.4.2 - Procédure.....	49
4.5 - Evaluation subjective .....	51
4.6 - Calcul des critères de qualité d'image.....	51
4.6.1 - Calcul de la FTM moyenné radialement (rFTM).....	52
4.6.2 - Critères de qualité d'image.....	53
4.6.3 - Prédiction de la profondeur de champ .....	54
<b>5 - Profondeur de champ subjective en présence d'aberration sphérique de 4<sup>ème</sup> et 6<sup>ème</sup> ordre.....</b>	<b>57</b>
5.1 - Introduction .....	57
5.2 - Méthode.....	58
5.2.1 - Méthode générale.....	58
5.2.2 - Sujets .....	58
5.3 - Résultats .....	59
5.4 - Discussion .....	63
<b>6 - Profondeur de champ mesurée en présence d'aberrations induites par le biais de l'optique ou de la simulation numérique.....</b>	<b>69</b>
6.1 - Introduction .....	69
6.2 - Méthode.....	70
6.2.1 - Méthode générale.....	70
6.2.2 - Sujets .....	71
6.3 - Résultats .....	71
6.4 - Discussion .....	77

<b>7 - Augmentation de la profondeur de champ subjective à l'aide d'aberration sphérique de quatrième et sixième ordre.....</b>	<b>81</b>
7.1 - Introduction .....	81
7.2 - Méthode.....	82
7.2.1 - Méthode générale.....	82
7.2.2 - Sujets .....	82
7.3 - Résultats .....	83
7.4 - Discussion .....	86
<b>8 - Variations interindividuelles de la profondeur de champ.....</b>	<b>91</b>
8.1 - Introduction .....	91
8.2 - Méthode.....	92
8.3 - Résultats .....	92
8.4 - Discussion .....	94
<b>9 - Evaluation subjective de la qualité d'image en présence d'aberrations isolées.....</b>	<b>97</b>
9.1 - Introduction .....	97
9.2 - Méthode.....	98
9.2.1 - Méthode générale.....	98
9.2.2 - Répétabilité de la mesure des notes.....	98
9.2.3 - Prédications.....	99
9.3 - Résultats .....	100
9.4 - Discussion .....	104

<b>10 - Mesure et prédiction de la vision subjective en présence d'aberration sphérique de 4ème et 6ème ordre.....</b>	<b>107</b>
10.1 - Introduction .....	107
10.2 - Méthode.....	108
10.2.1 - Méthode générale.....	108
10.2.2 - Prédications.....	108
10.3 - Résultats .....	109
10.4 - Discussion .....	115
<b>Conclusion.....</b>	<b>119</b>

# REMERCIEMENTS

---

Je tenais tout d'abord à remercier Monsieur Richard Legras, sans qui l'intégralité du projet n'aurait pas été possible. Ses connaissances scientifiques et ses précieux conseils ont été essentiels dans le bon déroulement de ces travaux. Merci pour tout.

Je remercie également Monsieur René Farcy, mon directeur de thèse, pour nos discussions constructives et sa participation active à notre projet.

Je tiens aussi à remercier les membres des équipes de Recherche et Développement de Vistakon avec qui nous avons collaboré, et plus particulièrement Philippe Jubin, pour le soutien qu'ils ont apporté à ce projet. Celui-ci n'aurait pu voir le jour sans leur aide.

J'aimerais également remercier Monsieur Pierre Pillet pour m'avoir accueilli au laboratoire Aimé Cotton.

Je remercie grandement tous les sujets qui ont participé à nos tests pour leur disponibilité et leur implication.

Merci aussi à tout le personnel du laboratoire pour sa gentillesse et son soutien. Un merci particulier à Hélène Rouger, ma collègue de travail et de bureau, pour sa collaboration à nos travaux.

Je remercie également toutes les personnes qui m'ont soutenu, en dehors du laboratoire, et qui m'ont aidé à faire évoluer ce projet.

**A tous, un grand merci.**



# RESUME

---

La prédiction de la vision permettrait de grandement réduire le temps de développement de nouvelles optiques, notamment en termes de presbytie. Si les performances visuelles, que sont l'acuité visuelle et la sensibilité au contraste ont déjà fait l'objet de nombreuses recherches, et ont été prédites par différents critères de qualité d'image, la prédiction de la vision subjective n'a été que peu étudiée. Or, les cliniciens rapportent souvent que de bonnes performances visuelles ne signifient pas forcément l'acceptation de l'optique testée.

L'objectif de cette recherche est donc de prédire la vision subjective en présence d'aberrations monochromatiques, en utilisant un modèle d'œil numérique qui a déjà montré sa capacité à prédire les performances visuelles.

Pour ce faire, nous avons, dans un premier temps, défini la vision subjective par la profondeur de champ. Celle-ci est définie comme la zone de vision pour laquelle l'image perçue reste acceptable par le sujet. L'ajout d'aberration sphérique et d'aberration sphérique secondaire a permis d'augmenter cette profondeur de champ d'un facteur 1.74, donnant ainsi une vision acceptable élargie aux sujets. Cependant, les critères de qualité d'image calculés n'ont pas permis de prédire précisément l'évolution de la profondeur de champ avec l'ajout de ces aberrations ( $R^2 < 0.35$ ).

Devant l'échec de cette prédiction de la profondeur de champ, nous avons voulu déterminer si le modèle d'œil était en cause, ou si l'échec venait de la non prise en compte de la subjectivité de la tâche par ce modèle. Pour ce faire, nous avons calculé l'apparence des images dégradées à l'aide du même modèle d'œil numérique, et mesuré la profondeur de champ à l'aide de ces images numériquement dégradées, que nous avons comparé aux profondeurs de champ mesurées via le miroir. La corrélation obtenue ( $R^2 = 0.88$ ) montre que l'échec de la prédiction ne provient pas du modèle mais bien de la tâche de vision subjective. Nous avons également mesuré que la coma augmente également la profondeur de champ, dans des proportions similaires à l'aberration sphérique.

Fort de ces résultats, nous avons mesuré la profondeur de champ en présence d'aberrations en plus grandes quantités, afin de rechercher dans quelle mesure, l'ajout

croissant d'aberration sphérique et/ou d'aberration sphérique secondaire pouvait augmenter la profondeur de champ. Nous avons ainsi mesuré une augmentation maximale de la profondeur de champ d'un facteur 2.18. Enfin, l'évolution de la puissance de l'optique en fonction du rayon de la pupille semble un bon prédicteur de la profondeur de champ.

Cependant, toutes ces études ont montré de grandes variations en termes de valeurs de la profondeur de champ. Il était difficile de multiplier les sujets du fait de la longueur des expérimentations dans les études précédentes. Nous avons donc voulu observer la variabilité de cette mesure pour une population plus importante. Nous avons ainsi mesuré que la profondeur de l'œil nu variait de 0.9 à 2.4 D avec un écart-type interindividuel de 0.37 D, soit 2 pas de mesure.

Il pourrait être intéressant de grader la qualité d'images plutôt que de déterminer l'acceptabilité de celles-ci. En effet, la profondeur de champ ne permet pas de définir la vision entre et à l'extérieur de ses bornes, alors que donner des notes à des images le permet.

Nous avons donc mesuré l'évolution des notes subjectives en fonction de la quantité d'aberration induite, et ce en présence de nombreuses aberrations. Les critères de qualité d'image, basés sur la FTM montrent une bonne corrélation avec l'évaluation subjective. Les notes subjectives semblent diminuer avec la quantité d'aberration induite, avec une chute plus importante pour les aberrations au centre de la pyramide de Zernike

Il restait cependant à déterminer si ces critères pouvaient prédire les notes subjectives et leur évolution avec la proximité. Pour ce faire nous avons évalué la capacité du modèle d'œil à prédire les notes subjectives en présence d'aberration sphérique et d'aberration sphérique secondaires pour des proximités allant de -3 D à +2 D. La meilleure corrélation obtenue était de 0.92, montrant une bonne prédiction de cette évaluation subjective.

En définitive, la prédiction de la vision subjective, bien que difficile, semble montrer de bons résultats pour l'évaluation subjective d'images. Ceci permettrait aux designers optiques de connaître l'évolution de la vision des sujets en fonction de la proximité, et donc d'optimiser leurs designs multifocaux. Cependant, il reste à déterminer quels scores d'images seraient capables de tolérer les sujets dans la vie de tous les jours, afin de déterminer leur zone de vision acceptable.

# ABBREVIATIONS

---

FEP : Fonction d'Étalement du Point

ACL : Aberration Chromatique Longitudinale

ACT : Aberration Chromatique Transverse

RMS : Root Mean Square (Ecart Quadratique Moyen)

AS4 : Aberration Sphérique de 4<sup>ème</sup> ordre

AS6 : Aberration Sphérique de 6<sup>ème</sup> ordre

PF / PFSt : Fraction de pupille

FTO / rFTO : Fonction de Transfert Optique / Fonction de Transfert Optique moyennée radialement

FTM / rFTM : Fonction de Transfert de Modulation / Fonction de Transfert de Modulation moyennée radialement

FTP : Fonction de Transfert de Phase

FSC : Fonction de Sensibilité au Contraste

AMR : Angle Minimum de Résolution

SVFTO : Strehl Visuel de la Fonction de Transfert Optique

STD : Ecart-type de l'intensité de la FEP

ROC : Receiver Operating Characteristics

ECQSD : Evaluation Continue de la Qualité sur Stimulus Double

EDSD II : Evaluation de Déficience sur Stimulus Double variante II

SQF : Subjective Quality Factor

FSC<sub>N</sub> : Fonction de Seuil de Contraste Neural

FScFTM/FTO : Fréquence Spatiale de coupure entre la Fonction de Seuil de Contraste Neural et la Fonction de Transfert de Modulation / Fonction de Transfert Optique moyennée radialement

RSrFTM/FTO<sub>x-y</sub> : Rapport de Strehl de la Fonction de Transfert de Modulation / Fonction de Transfert Optique moyennée radialement entre les fréquences spatiales x et y

SVrFTM/FTO<sub>x-y</sub> : Strehl Visuel de la Fonction de Transfert de Modulation / Fonction de Transfert Optique moyennée radialement entre les fréquences spatiales x et y

ArearFTM/FTO : Aire sous la courbe de Fonction de Transfert de Modulation / Fonction de Transfert Optique entre 0 c/deg et la fréquence spatiale de coupure.



# INTRODUCTION

---

Le vieillissement général de la population lors des dernières décennies a placé au centre des préoccupations la correction de la presbytie. Le principe d'une telle correction en lentilles ou implants intra oculaires est d'augmenter la profondeur de champ, par l'ajout d'aberrations monochromatiques (e.g. aberration sphérique), au détriment des performances visuelles que sont l'acuité visuelle et la sensibilité au contraste.

La conception de nouvelles corrections optiques nécessite des phases d'optimisation durant lesquelles de nombreux prototypes sont réalisés et testés sur un grand nombre d'individus. Cependant, ces essais souffrent d'une très large variabilité interindividuelle et de conditions expérimentales difficilement contrôlables, impliquant un lissage des différences entre les optiques testées. Il existe une alternative à ces essais cliniques : la simulation numérique de l'évolution de la vision d'un individu en fonction de l'optique portée. Cette modélisation permettrait de pré tester numériquement les différentes optiques et réduirait ainsi les essais cliniques.

L'impact des aberrations sur les performances visuelles a déjà été étudié par de nombreux auteurs. De plus, il a été montré qu'il était possible de prédire cet impact à l'aide de modèles numériques. Cependant, nombres de cliniciens rapportent que malgré des performances visuelles correctes, certains sujets n'acceptent pas de telles optiques. Il est donc indispensable de se détacher des performances et de s'intéresser à la vision subjective. Naturellement, la profondeur de champ subjective (i.e. la zone de vision jugée « acceptable » par les sujets) semble être le critère clef, définissant la vision subjective de sujets portant des lentilles multifocales. Cependant, la mesure de la profondeur de champ ne rend pas compte précisément de l'évolution de la qualité de la vision avec la proximité. Il est alors possible de procéder à l'évaluation subjective de la vision, à différentes proximités, en présence d'optiques aberrantes, afin de mieux évaluer l'évolution de cette dernière à travers les différentes distances de travail.

L'objectif de cette recherche est de tester la capacité d'une modélisation numérique à prédire l'effet des aberrations monochromatiques sur la vision subjective dans diverses conditions d'aberrations contrôlées. De plus, nous avons mesuré l'impact de différentes

## Introduction

aberrations et/ou combinaisons d'aberrations sur la profondeur de champ subjective et la qualité de l'image.

La validation de cet outil de prédiction permettra la conception et l'optimisation de nouvelles optiques, tels que des lentilles multifocales ou implants intra oculaires. La capacité de prédire la vision des sujets à l'aide d'une simple mesure d'aberrations serait donc un atout majeur dans le développement de nouveaux systèmes de compensation de la presbytie ou d'autres défauts visuels.

# Chapitre 1

## GENERALITES

---

La qualité de l'image rétinienne est en grande partie limitée par l'optique de l'œil. Ce dernier étant composé d'une succession de dioptries et de milieux clairs, induit une dégradation de l'image par ses aberrations. De plus, la mosaïque des photorécepteurs rétiniens est également un facteur limitant de la performance visuelle.

### 1.1 - OPTIQUE DE L'ŒIL

L'œil étant un système optique, il est naturellement limité par différents facteurs liés à toute optique, mais également à des facteurs neuronaux.

#### 1.1.1 - Limitations neuronales

##### a - La mosaïque des photorécepteurs

La densité et l'arrangement des cônes sur la rétine, et notamment sur la fovéa est un facteur limitant la résolution d'une image. En effet, cette densité va limiter la fréquence spatiale maximum (fréquence Nyquist) pouvant être discernée par l'œil (Snyder & Miller, 1977 ; Hirsch & Curcio, 1989 ; Thibos, 2000a). Les cônes sont disposés sur la rétine de manière triangulaire régulière (figure (1.1)). La distance entre le centre de deux lignes de cônes  $r$  est donc égale à  $s \times \sqrt{3}/2$ .

Afin de séparer deux détails sur la rétine, ceux-ci doivent être séparés d'au moins deux fois la distance  $r$ . La fréquence Nyquist est donc égale à  $1/2r$  soit,  $1/s \times \sqrt{3}$ .

L'équation devient donc, pour avoir la fréquence Nyquist en cycles par degré :

$$\text{Fréquence Nyquist (c/deg)} = \frac{60}{s \times \sqrt{3}} \quad (1)$$

## Chapitre 1

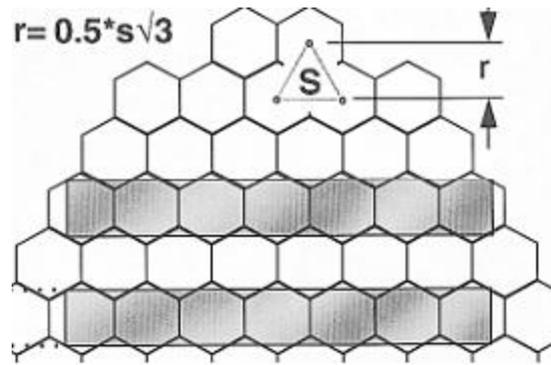


Figure (1.1) - Représentation schématique de l'arrangement triangulaire des cônes fovéaux et de la limite de résolution. La valeur  $S$  correspond à l'espacement centre-à-centre entre 2 cônes adjacents. La fréquence Nyquist est égale à  $1/(2R)$  avec  $R = S \times \sqrt{3}/2$ .

Au-delà de cette fréquence Nyquist, l'image sera sous-échantillonnée par l'œil et résultera un phénomène d'aliasing. Ce phénomène se caractérise par l'apparence des réseaux sous forme de bandes zébrées irrégulières, de motifs moirés ou de réseaux scintillants (Campbell & Green, 1965 ; Burton, 1973 ; Williams, 1985a, Thibos, 2000a)

Si les aberrations de l'œil (voir section 1.1.2.c) ne sont pas corrigées, la fréquence de coupure haute de la fonction de sensibilité au contraste (FSC) est en deçà de la fréquence Nyquist, impliquant que la résolution visuelle est limitée par des critères optiques. En revanche, en corrigeant ces aberrations, la fréquence de coupure haute devient plus grande que la fréquence Nyquist et c'est donc l'échantillonnage des photorécepteur qui est le facteur limitant de la résolution (figure (1.2)).

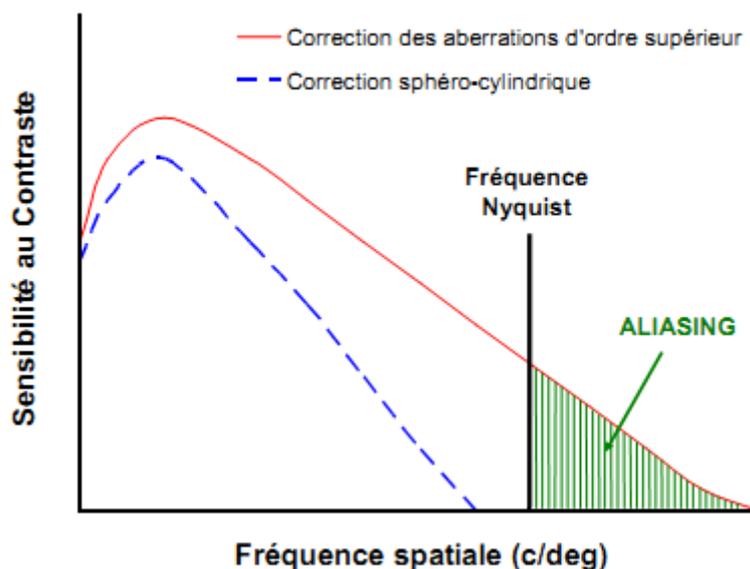


Figure (1.2) - Représentation schématique des limites de résolution visuelle liées à l'optique et à l'échantillonnage rétinien (d'après Thibos, 2000a). La courbe pointillée représente la fonction de sensibilité au

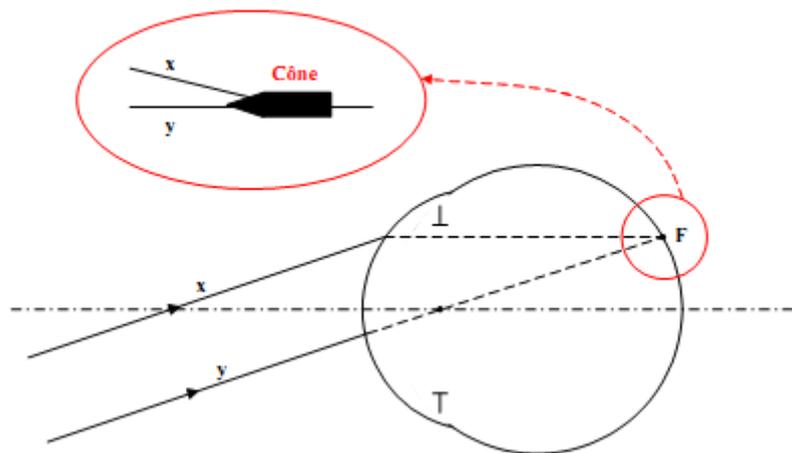
*contraste lorsque seuls les défauts de sphère et d'astigmatisme sont compensés et la courbe continue représente la fonction de sensibilité au contraste lorsque toutes les aberrations de l'œil sont compensées.*

En 2002, Yoon et Williams (2002) ont cherché à recouper les valeurs de différentes études quant à l'espacement entre les cônes fovéaux et ont relaté une valeur de  $s$  d'environ 0.51 minarc (i.e. de 0.42 à 0.54 minarc). La fréquence Nyquist varierait donc de 64 à 82 c/deg, impliquant une acuité visuelle maximum de -0.44 logMar.

### **b - L'effet Stiles-Crawford**

L'effet Stiles-Crawford (Stiles & Crawford, 1933) peut être défini par le fait que l'efficacité lumineuse de rayons incident sur un cône est inférieure lorsque cette incidence n'est pas dans l'axe de ce cône (figure 1.3). Ainsi, un rayon pénétrant dans l'œil par la périphérie de la pupille sera moins efficace qu'un rayon pénétrant par le centre de la pupille.

L'effet des aberrations de l'œil (voir section 1.1.2.c) étant croissant avec le diamètre de la pupille, celui-ci est limité par l'effet Stiles-Crawford (Artal, 1989).



*Figure (1.3) – Représentation de l'effet Stiles-Crawford. Les rayons provenant de la périphérie de la pupille stimulent moins les cônes que les rayons provenant du centre de la pupille.*

L'effet Stiles-Crawford peut être modélisé par l'équation suivante :

$$EL(r) = 10^{-\rho (r^2)} \quad (2)$$

Où EL correspond à l'efficacité lumineuse d'un rayon lumineux (i.e. rapport de luminance entre un faisceau lumineux fixe entrant dans l'œil par le centre de la pupille et le faisceau lumineux considéré entrant en un point donné de la pupille),  $r$  est la

distance (en mm) entre le rayon considéré et le rayon de meilleure efficacité lumineuse, dans le plan de la pupille, et  $\rho$  est le facteur d'atténuation (en  $\text{mm}^{-2}$ ).

### 1.1.2 - Limitations optiques

#### a - Les aberrations chromatiques

Les aberrations chromatiques sont liées à la variation de l'indice d'un milieu transparent avec la longueur d'onde. En effet, l'indice d'un milieu transparent est inversement proportionnel au carré de la longueur d'onde, induisant une déviation plus importante des rayons de faibles longueurs d'onde par rapport aux grandes longueurs d'onde. On peut identifier deux grands types d'aberrations chromatiques : l'aberration chromatique longitudinale (ACL) et transversale (ACT).

L'ACL correspond à la différence de focalisation des rayons lumineux en fonction de la longueur d'onde. Pour un œil emmétrope, les rayons de faible longueur d'onde seront donc focalisés en avant de la rétine et les rayons de forte longueur d'onde en arrière.

Contrairement aux aberrations monochromatiques, il n'existe que peu de variations interindividuelles (Thibos et al., 1992), comme exposé sur la Figure (1.4). La différence de focalisation entre 400 et 700 nm est d'environ 2.10 D et ne varie pas significativement avec l'âge (Howarth et al., 1988; Morrell et al., 1991).

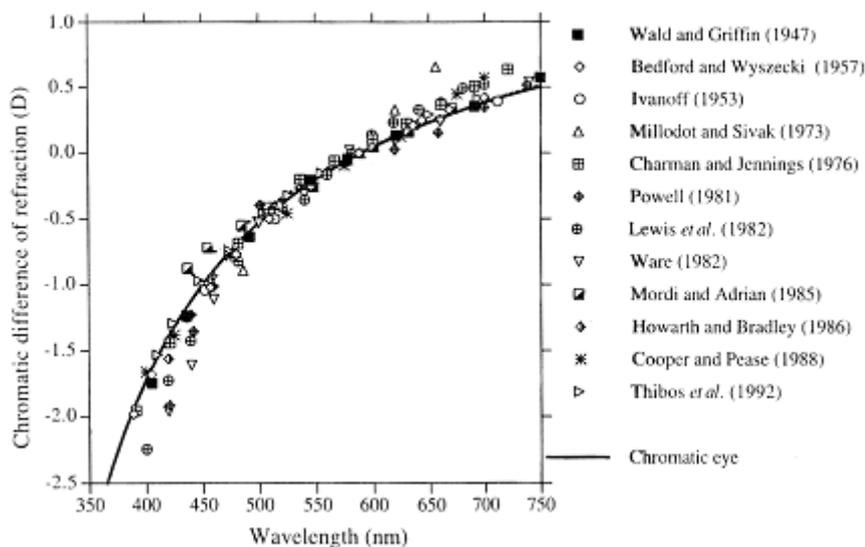


Figure (1.4) - Données obtenues dans des études expérimentales concernant l'erreur réfractive des yeux humains en fonction de la longueur d'onde (d'après Thibos et al., 1992).

## Chapitre 1

Il est à noter que la rétine possède une sensibilité spectrale centrée sur 550 nm, qui diminue pour des plus grandes et plus faibles longueurs d'onde (figure (1.5)). L'efficacité lumineuse devient inférieure à 50% au-delà d'une gamme de longueur d'onde correspondant à 0.50 D (Bradley, 1992).

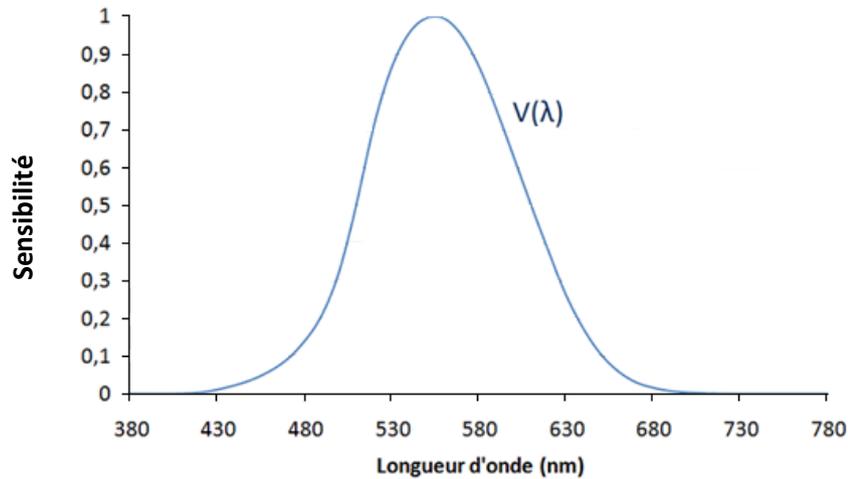


Figure (1.5) - Représentation de la fonction d'efficacité lumineuse relative de l'œil :  $V(\lambda)$  (Commission Internationale de l'Éclairage).

L'ACT intervient pour des objets en dehors de l'axe optique de l'œil, lorsque les rayons lumineux pénètrent obliquement dans l'œil. Ces derniers sont déviés différemment en fonction de leur longueur d'onde. L'ACT correspond à l'angle  $\tau$  entre les rayons de courte et de forte longueur d'onde, à leur incidence au point nodal N de l'œil (Figure (1.6)). Elle est exprimée en minute d'arc.

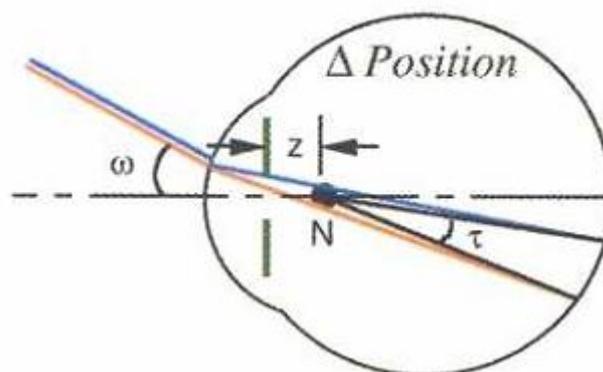


Figure (1.6) - Schéma optique de l'aberration chromatique transverse (ACT), correspondant à une différence de position des images rétinienne créées par les rayons de courte longueur d'onde (rayons bleus) et de grande longueur d'onde (rayons rouges) (d'après Thibos, 2000b).

Rynders et al. (1995) ont mesuré, sur une population de sujets jeunes, une ACT moyenne entre rayons bleus et rouges de 0.82 minarc. Cependant il existe de larges variations interindividuelles (i.e. 0 à 2.5 minarc).

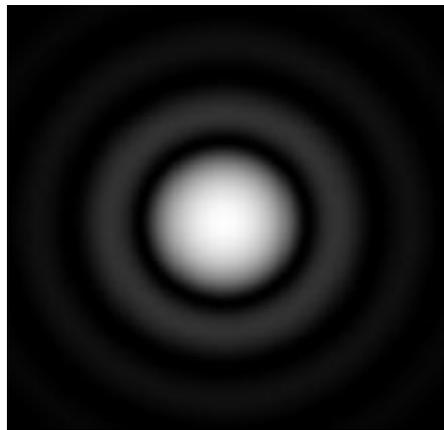
Une conséquence directe de cette ACT est la différence de grandissement en fonction de la longueur d'onde, pour des objets éloignés de l'axe optique.

### **b - La diffusion**

La diffusion a pour effet de réduire le contraste de l'image rétinienne. Plusieurs auteurs se sont intéressés à la proportion de lumière diffusée par chaque élément de l'œil et ont mis en évidence qu'un quart de la lumière était diffusée par la rétine (Vos, 1963 ; Vos & Bouman, 1964) et la cornée (Vos & Boogaard, 1963 ; Boynton & Clarke, 1964), et que les 50% restants l'étaient par le cristallin (Beckman et al., 1994).

### **c - La diffraction**

La diffraction est une dégradation optique qui intervient dans tout système optique, et qui est issue de la nature ondulatoire de la lumière. Elle résulte en la formation d'une tâche de diffraction ou tâche d'Airy (figure (1.7)) comme l'image d'un point source. Son effet varie en fonction de la focalisation du système, du diamètre de la pupille mais également de la longueur d'onde de la lumière incidente.



*Figure (1.7) – Tâche de diffraction ou tâche d'Airy, image d'un point source à travers un système optique, soumise à la diffraction.*

Rayleigh (1910) détermine que pour distinguer deux objets ponctuels adjacents, il faut que ces points soient espacés d'au moins le rayon du premier anneau sombre de la tâche de diffraction. Il en déduit ainsi la limite de résolution d'un système optique en fonction du diamètre de la pupille et de la longueur d'onde (figure (1.8)) suivant l'équation :

$$\vartheta_{min} = 1,22 \cdot \frac{\lambda}{D} \text{ rad} \quad (3)$$

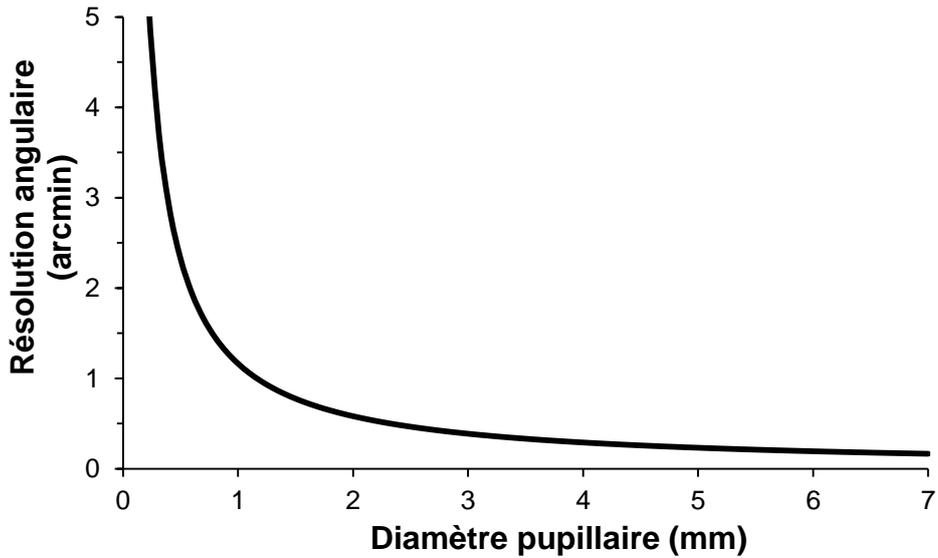


Figure (1.8) - Résolution angulaire en fonction du diamètre pupillaire (555nm)

La qualité de l'image obtenue dépend donc de la taille de la pupille, étant plus importante pour une pupille de faible diamètre. Cependant, Charman (1991) expose qu'au-delà d'un diamètre de 3 mm, l'effet des aberrations monochromatiques vient dégrader l'image. La figure (1.9) montre l'image d'un point source à travers un système optique uniquement soumis à la diffraction puis, lorsque sont ajoutées des aberrations monochromatiques.

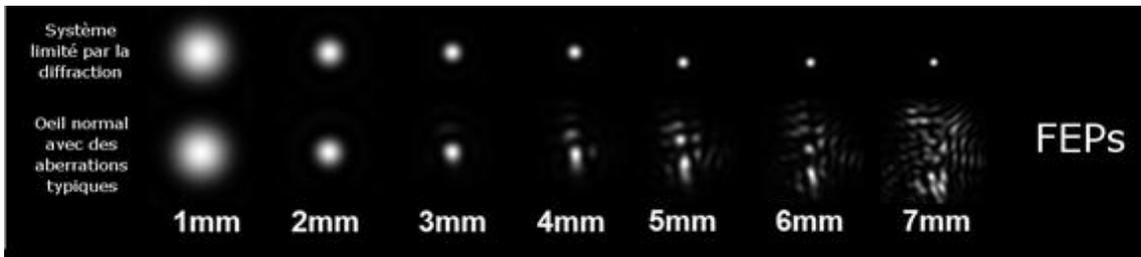


Figure (1.9) – Evolution de la FEP d'un œil uniquement limité par la diffraction (ligne du haut) ou présentant des aberrations (ligne du bas) (d'après Applegate, 2004).

### d - Aberrations monochromatiques

Les aberrations monochromatiques (ou géométriques) résultent de la géométrie, des irrégularités et des décentrement des différentes surfaces optiques du système considéré (Liang et al., 1994; Atchison & Smith, 2000). L'effet sur la qualité de l'image rétinienne de ces aberrations augmente avec le diamètre de la pupille de sortie du système considéré.

Le front d'onde est la surface contenant les points d'une onde de même phase, et est orthogonal aux rayons le formant (Figure 1.10)

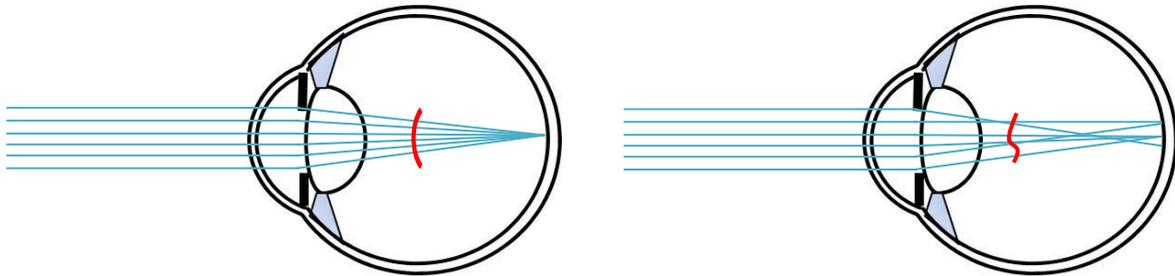


Figure (1.10) – Représentation schématique du front d'onde entrant dans l'œil. A gauche, l'œil est parfait et le front d'onde pénétrant l'œil est sphérique. A droite le front d'onde devient irrégulier du fait des aberrations présentes dans l'œil.

Dans un système exempt de toute aberration, tous les rayons parallèles entrant via la pupille sont focalisés au même point du plan image (i.e. la rétine). Le front d'onde correspondant sera donc sphérique, centré sur le point image. En revanche, si l'œil est aberrant, les rayons vont être focalisés à des points différents du plan image, formant ainsi un front d'onde irrégulier et non-sphérique. Ainsi, les aberrations optiques peuvent être décrites en termes de cartes de front d'onde. Ces cartes correspondent à la distance du front d'onde par rapport au front d'onde idéal, à la pupille de sortie du système (Charman, 1991).

### 1.1.3 - Représentation de Zernike

Le front d'onde peut se décomposer en unités élémentaires de différentes fonctions mathématiques (Thibos et al., 2000), appelées polynômes de Zernike, qui correspondent aux différentes aberrations caractérisant le front d'onde.

Deux fonctions élémentaires composent ces polynômes : la première représente l'évolution radiaire  $n$  de chaque aberration et la deuxième qui représente l'évolution angulaire  $m$  de chaque aberration.

L'écart quadratique moyen (RMS : Root Mean Square) de l'erreur de front d'onde, qui sert communément à qualifier la quantité d'aberrations présente dans l'œil, peut-être caractérisé par l'équation suivante :

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum_{n,m} (Z_n^m)^2} \quad (4)$$

## Chapitre 1

Avec  $Z_n^m$  le coefficient Zernike correspondant à l'ordre  $n$  et la fréquence  $m$ .

La Figure (1.11) montre la représentation en deux dimensions des polynômes de Zernike jusqu'au 6<sup>ème</sup> ordre sous forme de pyramide. L'évolution horizontale montre l'évolution angulaire  $m$  et la composante verticale, l'évolution radiaire  $n$ . Les termes au-delà du 5<sup>ème</sup> ordre sont considérés comme négligeables pour l'œil humain (Porter et al., 2001; Castejón-Mochón et al., 2002).

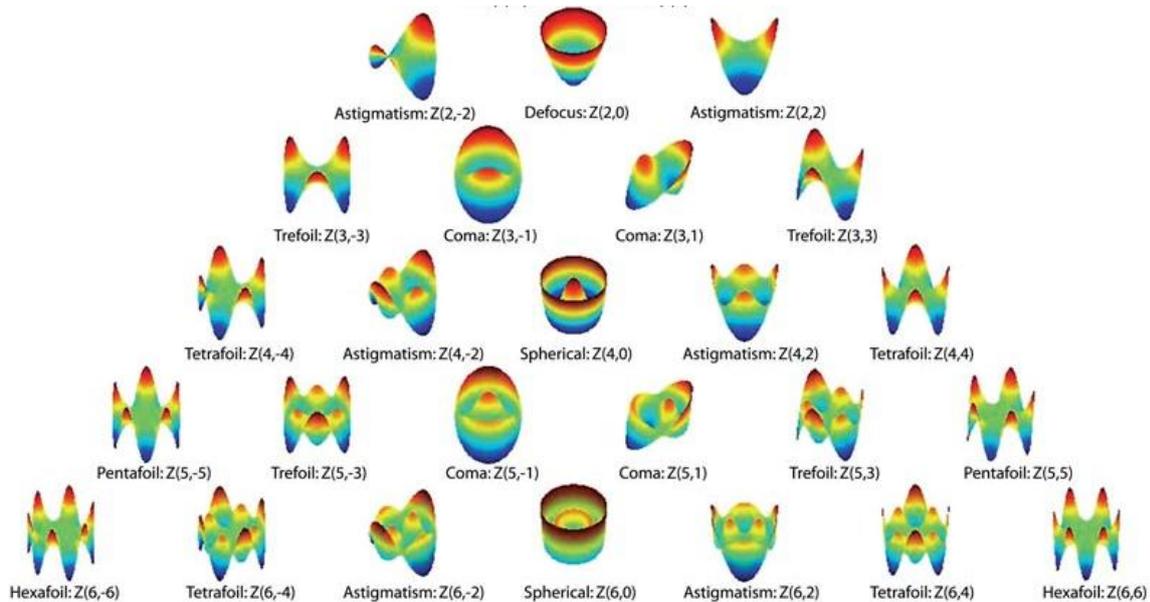


Figure (1.11) - Représentation des principales aberrations géométriques organisées selon une pyramide sous forme d'écart de front d'onde par rapport à un front d'onde idéal.

Les aberrations en deçà du 3<sup>ème</sup> ordre sont également appelées aberrations d'ordre inférieur, par opposition aux aberrations d'ordre supérieur, correspondant au 3<sup>ème</sup> ordre et au-delà. Le terme  $Z_0^0$  est le piston.  $Z_1^{-1}$  et  $Z_1^1$  sont les termes de tilt vertical et horizontal. Ces termes ne sont pas considérés, ne représentant pas de défaut visuel.  $Z_2^0$  correspond au défaut de sphère,  $Z_2^{-2}$  et  $Z_2^2$  à l'astigmatisme à  $\pm 45^\circ$  et  $\pm 90^\circ$  respectivement. Les termes  $Z_3^{-1}$  et  $Z_3^1$  sont les défauts de coma,  $Z_4^0$  correspond à l'aberration sphérique (AS4), et  $Z_6^0$  à l'aberration sphérique secondaire (AS6).

### 1.1.4 - Les aberrations de l'œil humain

Les aberrations monochromatiques sont présentes dans l'œil du fait des irrégularités des différents milieux transparents de l'œil (i.e. cornée, humeur aqueuse, ...).

### a - Généralités

Il existe une large variabilité en termes d'amplitude et de distribution des aberrations en fonction des individus. De plus, on sait que les aberrations évoluent avec l'âge, la réfraction, et que leur impact varie avec la taille de la pupille. En revanche, certaines tendances ressortent pour l'ensemble de la population.

Ainsi, dans les études de Guirao et al. (2002) et Castejón-Mochón et al. (2002), le terme de sphère (i.e.  $Z_2^0$ ), et les deux termes d'astigmatisme (i.e.  $Z_2^{-2}$  et  $Z_2^2$ ) sont les plus grands contributeurs au RMS total (i.e. 90%). En règle générale, l'amplitude des aberrations d'ordre supérieur diminue avec l'augmentation de l'ordre Zernike, donc en descendant dans la pyramide.

Salmon & van de Pol (2006) ont également montré que la coma (3<sup>ème</sup> ordre), le trefoil (3<sup>ème</sup> ordre) et l'AS4 (4<sup>ème</sup> ordre) sont les aberrations d'ordre supérieur les plus représentées.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'évolution des aberrations d'ordre supérieur en fonction de l'âge. McLellan et al. (2001) ont mis en évidence une augmentation significative des aberrations d'ordre supérieur avec l'âge. Cependant, ils ont observés une grande variabilité entre les sujets, et n'ont pas trouvé d'effet significatif de l'âge en n'examinant que les aberrations du 3<sup>ème</sup> ordre.

Calver et al. (1999) n'ont pour leur part pas trouvé de différence significative entre les aberrations d'un groupe de sujets jeunes (âge moyen : 24.2 ans) et un groupe de sujets âgés (âge moyen : 68 ans). Cependant le deuxième groupe présentait tout de même une quantité d'aberrations du 3<sup>ème</sup> et 4<sup>ème</sup> ordre plus importante que le premier. Les mesures étaient réalisées avec la pupille habituelle des sujets.

Brunette et al. (2003), ont mesuré une première diminution des aberrations jusqu'au 7<sup>ème</sup> ordre puis une stabilisation de 30 à 50 ans. Au-delà, la quantité d'aberrations d'ordre supérieur augmentait progressivement avec l'âge. Cependant, contrairement à McLellan et al. (2001), ils ont trouvé un effet prononcé de l'âge sur les aberrations du 3<sup>ème</sup> ordre, et plus modéré sur les aberrations du 4<sup>ème</sup> ordre.

Il ressort de toutes ces études, que la pupille joue un rôle important sur les aberrations, et sur l'effet de l'âge sur celles-ci.

Ainsi, Applegate et al. (2007) ont étudié la relation existante entre les aberrations monochromatiques d'ordre supérieur, l'âge et le diamètre pupillaire. Pour cela, ils ont mesuré les aberrations de 146 sujets à 5 diamètres pupillaires.

La figure (1.12) présente l'évolution des aberrations d'ordre supérieur en fonction de l'âge et du diamètre pupillaire.

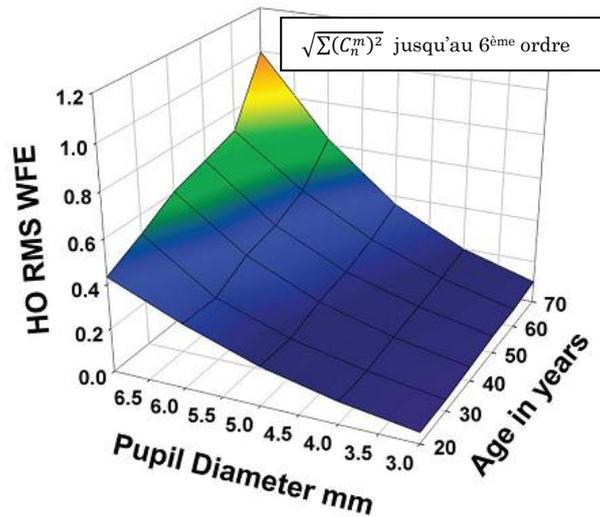


Figure (1.12) - Evolution des aberrations d'ordre supérieur ( $\mu\text{m RMS}$ ) en fonction de l'âge et du diamètre pupillaire concernant les aberrations totales d'ordre supérieur (jusqu'au 10<sup>e</sup> ordre) (d'après Applegate et al., 2007).

On remarque que l'effet de l'âge est bien plus important pour les grandes pupilles avec une nette augmentation à partir de 5 mm. De plus, les auteurs ont trouvé que les aberrations du 3<sup>e</sup>me ordre augmentaient d'avantage avec l'âge que les aberrations du 4<sup>e</sup>me ordre. Cependant, l'augmentation de l'AS4 restait supérieure à celle de la coma ou du trefoil pris individuellement.

L'équation suivante donne l'évolution du RMS des aberrations d'ordre supérieur (AOS) en fonction de l'âge (ans) et du diamètre pupillaire (mm) :

$$\log AOS = 0.0063 \times \text{âge} + 0.2374 \times D_{\text{pup}} - 2.1233 \quad (5)$$

Toutes ces études ont montré une augmentation générale des aberrations d'ordre supérieur de l'œil humain avec l'âge, pour une taille de pupille fixe. Cependant, la diminution du diamètre pupillaire avec l'âge (Winn et al. 1994) est un facteur d'atténuation important de cette dégradation optique.

De la même manière que l'effet de l'âge sur les aberrations d'ordre supérieur, nombre d'auteurs (Porter et al., 2001 ; He et al., 2002 ; Cheng et al., 2003) se sont intéressés à l'impact de l'amétropie sur celles-ci. Charman (2005) a proposé un récapitulatif de ces différentes études et a conclu qu'il ne semble pour l'instant pas y avoir de preuve formelle que la quantité d'aberrations des sujets myopes soit plus importante que celle des sujets emmétropes.

### **b - Aberrations cornéennes**

Etant donné que la cornée participe aux deux tiers à la puissance de l'œil (Atchison & Smith 2000), elle a une influence majeure sur les aberrations oculaires. Le moyen le plus répandu d'estimer ces aberrations de la cornée est de mesurer la carte d'élévation obtenue à l'aide d'un topographe (Applegate et al., 1996 ; Guirao & Artal, 2000 ; Barbero et al., 2002a). On appelle donc aberrations cornéennes les aberrations de la face antérieure de la cornée. Les aberrations cornéennes montrent également une large variabilité interindividuelle (Guirao & Artal, 2000).

Wang et al. (2003) ont mesuré des valeurs moyennes des aberrations d'ordre supérieur de la face antérieure de la cornée de  $0.479 \pm 0.124 \mu\text{m}$  dont  $0.28 \pm 0.086 \mu\text{m}$  d'AS4 et  $0.248 \pm 0.135 \mu\text{m}$  de coma, sur une population allant de 20 à 79 ans. Les aberrations de la cornée antérieure, dont la coma (Oshika et al., 1999 ; Guirao & Artal, 2000) et les aberrations du 6<sup>ème</sup> ordre (Atchison et al., 2008) essentiellement, ont montré une augmentation avec l'âge.

### **c - Aberrations internes**

Elles peuvent être estimées en soustrayant les aberrations de la face antérieure de la cornée des aberrations totales, et sont composées des aberrations du cristallin et de la face postérieure de la cornée. Cependant, la face postérieure de la cornée ne montre que peu d'effet sur les aberrations d'ordre supérieur (Dubbelman et al., 2007) du fait de la faible différence d'indice de réfraction entre la cornée et l'humeur aqueuse (Atchison & Smith 2000).

La compensation de l'AS4 positive de la cornée par une composante négative provenant du cristallin a été rapportée très tôt par plusieurs auteurs (El Hage & Berny, 1973 ; Millodot & Sivak, 1979) et a été confirmée plus tard à l'aide de différentes techniques (Tomlinson et al., 1993 ; Artal & Guirao, 1998 ; Smith et al., 2001 ; Artal et al., 2001 ;

Barbero et al., 2002b ; Kelly et al., 2004). Cette compensation par le cristallin avait déjà été notée pour l'astigmatisme (Legrand & El Hage, 1980 ; Artal et al., 2001 ; Kelly et al., 2004).

L'augmentation des aberrations avec l'âge serait donc en relation avec une diminution de la compensation cristallinienne des aberrations cornéennes, ces dernières restants relativement constantes dans le temps (Smith et al., 2001).

## **1.2 - MESURE ET MODULATION DES ABERRATIONS**

### **1.2.1 - Mesure des aberrations**

Ces dernières années, les aberromètres se sont répandus dans le domaine clinique (e.g. ophtalmologie,...). Ils permettent de mesurer les aberrations des sujets en quelques secondes, et se montrent d'une utilité grandissante dans le domaine de la chirurgie réfractive par exemple.

#### **a - Naissance des aberromètres**

C'est en 1619 que Scheiner (1619) proposa de placer devant un œil, un disque percé d'un trou central et d'un trou périphérique, de telle sorte qu'un œil imparfait voit deux images.

En 1900, Hartmann (1900) a utilisé l'idée de Scheiner pour mesurer les aberrations de miroir et de lentilles, en se servant d'un écran opaque percé de nombreux trous. Smirnov (1961) se basa également sur le principe du disque de Scheiner, mais en rendant l'un des trous mobile horizontalement et verticalement, afin d'obtenir une superposition des 2 images, pour chaque point de la rétine. La déviation du trou mobile par rapport au trou fixe permettait de quantifier les aberrations de l'œil.

Enfin, Shack & Platt (1971) ont remplacé l'écran de Hartmann par une matrice de microlentilles. L'aberromètre Shack-Hartmann permet dès lors la mesure objective des aberrations dans le plan de la pupille.

#### **b - L'aberromètre Shack Hartmann**

L'aberromètre Shack-Hartmann utilise la propriété diffusante de la rétine, afin de créer un point source sur celle-ci à l'aide d'un faisceau laser. Le faisceau réfléchi par la rétine

traverse un réseau de microlentilles conjugué à la pupille de sortie de l'œil, qui divise la lumière en une multitude de faisceaux (i.e. un par microlentille). Ceux-ci forment une matrice de points images sur un capteur CCD qui analyse la position relative des spots. La figure (1.13) donne un schéma de principe de l'aberromètre.

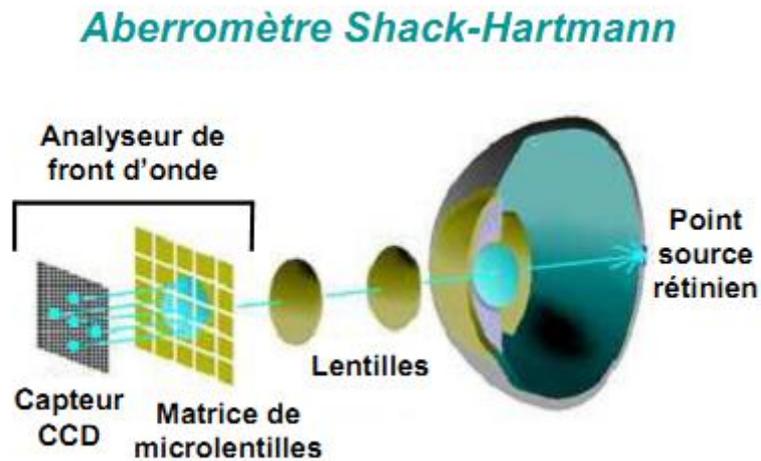


Figure (1.13) - Principe de fonctionnement de l'aberromètre Shack-Hartmann (d'après Thibos et al., 2000c).

Un quadrillage uniforme intervient lorsque l'œil est exempt de toute aberration. En effet la présence d'aberrations déformera le quadrillage de spots sur le capteur CCD, permettant de réaliser une carte de front d'onde en intégrant les pentes locales, elles-mêmes déduites des déviations de chaque faisceau par rapport à sa position théorique (figure (1.14)).

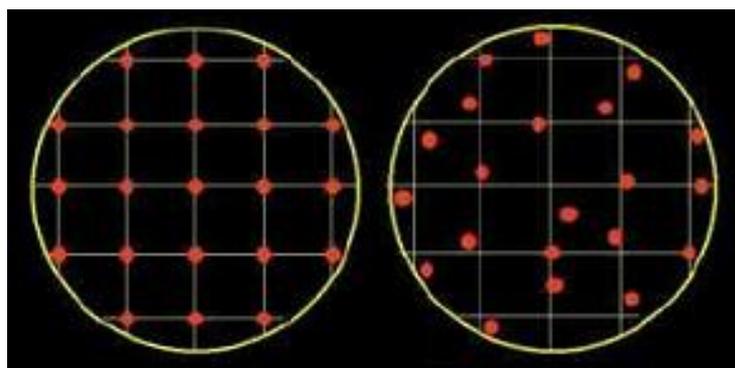


Figure (1.14) - Représentation d'un front d'onde idéal (A) et d'un front d'onde aberrant (B) mesurés par le récepteur de l'analyseur Shack-Hartmann (d'après Thibos et al., 2000c).

### 1.2.2 - Modulation des aberrations

Il existe plusieurs façons de moduler les aberrations, à savoir les corriger et/ou ajouter des valeurs données d'aberrations isolées ou combinées.

#### a - L'optique adaptative

Un système d'optique adaptative se compose de deux éléments principaux : Un analyseur de front d'onde (i.e. le plus souvent de type Shack-Hartmann) et d'un modulateur d'aberrations qui peut être un modulateur à cristaux liquides (Vargas-Martín et al., 1998) ou un miroir déformable (Liang et al., 1997 ; Fernandez et al., 2006). Grâce à ce système, la modulation des aberrations peut être réalisée selon différents processus.

Tout d'abord, il est possible de mesurer les aberrations à un instant donné, et de les introduire sur le miroir. Cependant, aucune des fluctuations d'aberrations dans le temps (Hofer et al., 2001a ; Montés-Micó et al., 2004) n'est prise en compte dans cette procédure. Hofer et al. (2001b) ont mesuré un RMS résiduel compris entre 0.2 et 0.3  $\mu\text{m}$ , en utilisant cette méthode de correction, lorsque les aberrations initiales des sujets étaient comprises entre 0.3 et 1.5  $\mu\text{m}$ , pour une pupille de 6.8 mm.

Afin de corriger les aberrations en temps réel, il est nécessaire d'utiliser une correction dynamique. Cette correction mesure et corrige/induit les aberrations simultanément. En effet, l'appareil, une fois les aberrations mesurées, modifie la forme du miroir afin de minimiser la quantité d'aberrations résiduelles, ou d'atteindre la quantité de la ou les aberrations désirées. Ce processus est répété en boucle fermée. C'est le processus de correction qui a été utilisé par Liang et al. (1997) afin de mesurer le bénéfice en terme de qualité optique, sensibilité au contraste et imagerie rétinienne, à corriger les aberrations à l'aide de ce dispositif. Les auteurs avaient réduits les coefficients Zernike jusqu'au 5<sup>ème</sup> ordre en deçà de 0.1  $\mu\text{m}$ , pour une pupille de 6 mm. De plus Hofer et al. (2001b) ont mesuré un RMS résiduel global compris entre 0.1 et 0.2  $\mu\text{m}$  pour une pupille de 6.8 mm.

Le fait que la correction dynamique donne un meilleur RMS résiduel est expliqué par le fait qu'il existe des variations des aberrations dans le temps. Ces variations peuvent être causées par plusieurs phénomènes.

Le premier phénomène modifiant les aberrations semble être les fluctuations d'accommodation. En effet, Hofer et al. (2001a) ont montré que pour un stimulus placé à

50 cm, les plus grandes variations d'aberrations intervenaient pour le terme de defocus, signifiant une instabilité de l'accommodation, au moins pour une demande accommodative de 2D. Les auteurs proposent aussi que les mouvements oculaires dus à des mouvements durant l'expérimentation et générant des variations de centrage, pourraient également expliquer ces variations d'aberrations.

Le second phénomène important provient du film de larmes. En effet, les irrégularités des larmes entre 2 clignements entraîne une baisse de la qualité optique (Albarrán et al., 1997). Montés-Micó et al. (2004) ont montré qu'il existait une variation importante des aberrations après clignement, dépendante de la pupille (i.e. variations plus importantes pour une grande pupille). Cependant, les auteurs ont mesuré les variations 10 et 20 secondes après clignement, ce qui est 2 et 4 fois supérieures à la fréquence de clignement moyenne mesurée par King & Michels (1957). La variation maximale des aberrations devient donc inférieure à 0.1  $\mu\text{m}$  pour une pupille de 5.5 mm, en considérant cette fréquence.

Si le miroir déformable permet de se libérer des aberrations monochromatiques, il est également possible de se libérer des aberrations chromatiques, en utilisant soit une lumière monochromatique, soit une lentille achromatique. La deuxième solution est en revanche moins efficace que la première (Yoon & Williams, 2002) du fait de la difficulté de centrage d'une telle lentille (Zhang et al., 1991). Une lumière monochromatique est obtenue par le biais d'un filtre interférentiel qui aura comme inconvénient de réduire la luminance du système (Liang et al., 1997; Yoon & Williams, 2002).

### **b - Les lames de phase**

Les lames de phase sont des verres recouverts d'une résine réagissant au rayonnement ultra-violet en se déformant pour obtenir la forme souhaitée. Cette technique est donc une méthode de correction statique des aberrations. Elle est comparable à la correction statique de l'optique adaptative. Cependant, si cette technique semble bien corriger les aberrations, aussi bien pour des yeux sains que des yeux kératocôniques (Yoon et al., 2004 ; Jeong & Yoon, 2006), elle présente de nombreux désavantages par un centrage parfois difficile, des erreurs de fabrication, ou simplement le fait que chaque lame de phase est à utilisation unique et personnalisée.

### c - Les lentilles de contact

La correction des aberrations par lentilles de contact rejoint les lames de phase, dans le sens où il s'agit d'un procédé de correction statique, basé sur une mesure préalable des aberrations. Cependant, le centrage est encore plus difficile (i.e. lentille posée sur l'œil plutôt qu'alignée à l'aide d'un banc optique). Cependant cette technique a été largement utilisée dans la littérature.

L'ensemble des auteurs (López-Gil et al., 2002 ; Jeong & Yoon, 2006 ; Marsack et al., 2007 ; Sabesan et al., 2007) ont mesuré une diminution des aberrations de 50 à 68% lors du port de lentilles de contact personnalisées, ce qui est inférieur à toutes les autres techniques précédemment citées. López-Gil et al. (2009) expliquent cette difficulté de correction par les mouvements (i.e. décentrement, rotation, ...) de la lentille sur l'œil. Jeong & Yoon (2006) et Sabesan et al. (2007) avaient en effet mesuré une correction de 67% des aberrations de sujets kératocôniques en prenant en compte le décentrement et la rotation de la lentille lors de la fabrication de celle-ci.

Il est tout de même à noter que malgré la limitation de la correction des aberrations, ces lentilles personnalisées permettent d'augmenter les performances visuelles de sujets ayant une quantité d'aberrations importantes (i.e. yeux kératocôniques) (López-Gil et al., 2003).

### d - La simulation d'images dégradées

Cette technique permet d'appliquer un flou désiré, à une image originellement nette. Elle est basée sur la convolution d'un filtre (i.e. FEP de l'image désirée) avec une image de référence non dégradée (Figure (1.15)).

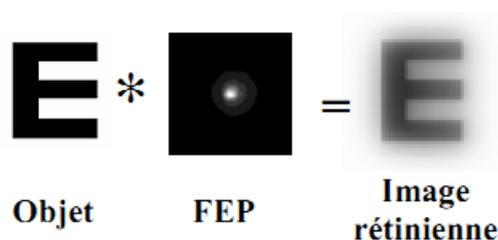


Figure (1.15) - Principe permettant le calcul de la simulation d'images rétinienne dégradées par différents défauts optiques. L'image initiale est dégradée par la FEP désirée pour obtenir une image rétinienne « aberrante ».

De nombreux auteurs ont utilisé cette technique afin de mesurer l'effet d'aberrations sur les performances visuelles (Applegate et al., 2002 ; Applegate et al., 2003a ; Applegate et al., 2003b ; Applegate, 2004 ; Legras et al., 2004a).

## 1.3 - LES PERFORMANCES VISUELLES

### 1.3.1 - L'acuité visuelle

La mesure de l'acuité visuelle est le moyen le plus répandu de mesurer la qualité de l'optique de l'œil. Cette mesure est basée sur la mesure de l'Angle Minimum de Résolution (AMR), exprimé en minutes d'arc. C'est l'angle que sous-tend le détail du plus petit optotype que peut détecter un sujet pour une distance donnée. Un détail correspond à 1/5 de la hauteur de l'optotype (figure (1.16)).

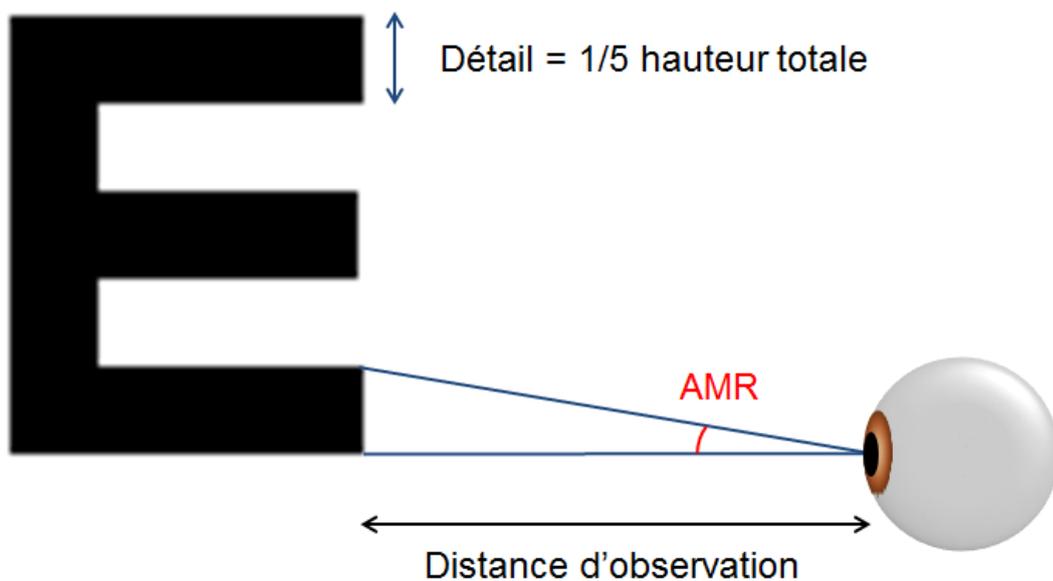


Figure (1.16) - Représentation schématique de l'angle minimum de résolution sous-tendant le détail d'une lettre (E de Snellen), à une distance d'observation donnée.

### 1.3.2 - La sensibilité au contraste

La sensibilité au contraste est également une mesure permettant de qualifier l'optique de l'œil. Elle est basée sur une mesure de seuil de contraste en fonction de la fréquence spatiale. Le contraste peut être défini par l'équation suivante (i.e. contraste de Michelson) :

## Chapitre 1

$$C = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad (6)$$

Où  $L_{max}$  est la luminance des régions les plus claires de la cible et  $L_{min}$  est la luminance des régions les plus sombres de la cible.

La sensibilité au contraste se définit comme l'inverse du seuil de contraste à une fréquence spatiale donnée, et l'évolution de cette sensibilité en fonction de la fréquence spatiale permet d'obtenir la FSC (Figure (1.17)).

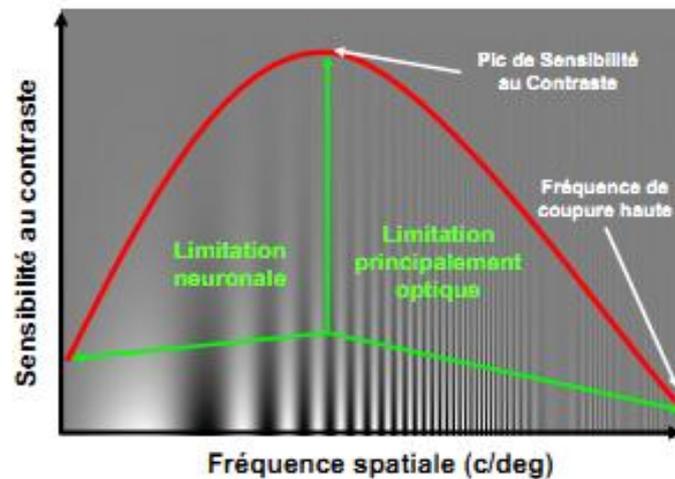


Figure (1.17) - Représentation schématique de la fonction de sensibilité au contraste (FSC). La sensibilité au contraste mesurée dans les basses fréquences spatiales est limitée par le système neuronal. La sensibilité au contraste mesurée dans les moyennes et hautes fréquences spatiales est limitée principalement par l'optique de l'œil.

De Valois & De Valois (1988) ont avancé que la faible sensibilité au contraste dans les basses fréquences spatiales est due à un processus neuronal alors que la chute après le pic est due à un processus optique.



# Chapitre 2

## VISION SUBJECTIVE

---

### 2.1 - PROFONDEUR DE CHAMP

La profondeur de champ peut être définie comme la zone de vision pour laquelle un certain niveau de la qualité de l'image est maintenu.

C'est cette zone que l'on souhaite élargir lorsque l'on compense les sujets presbytes en lentilles multifocales à vision simultanée. Pour ce faire, il est possible d'ajouter des aberrations d'ordre supérieur dans les optiques présentées devant l'œil (Château & Baude, 1997) ayant cependant pour conséquence de diminuer les pics de performances visuelles des sujets équipés (Piers et al., 2004 ; 2007).

D'après la définition ci-dessus, la profondeur de champ est fonction du niveau de qualité de l'image choisi. De nombreux auteurs ont mesuré la profondeur de champ pour différents niveaux et selon différentes méthodes. Ainsi, il est possible de déterminer la profondeur de champ à partir de l'évolution des performances visuelles (sensibilité au contraste et/ou acuité visuelle) en fonction de la proximité. Il est également possible de déterminer les proximités pour lesquelles les sujets ne perçoivent pas un flou suffisamment important. Il en résulte des variations importantes dans les données expérimentales entre ces études, pouvant aller de 0.05 D à 4.31 D.

#### 2.1.1 - Définitions de la profondeur de champ

##### a - Dérivées des performances visuelles

La profondeur de champ est ici considérée comme la largeur de la courbe d'évolution des performances visuelles en fonction de la proximité. Cependant, les définitions varient quant au niveau de performance auquel la mesurer (Figure (2.1)).

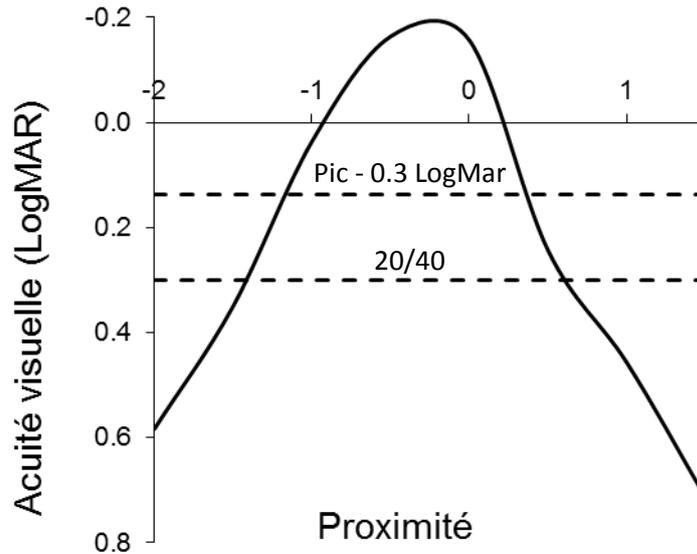


Figure (2.1) – Exemple de mesure de profondeurs de champ sur une courbe d'acuité visuelle. La profondeur de champ peut être assimilée à la largeur de la courbe à l'un des niveaux indiqués en pointillés. Ces niveaux sont ceux utilisés par Tucker & Charman (1975).

Il est possible de déterminer ce niveau en fonction du pic d'acuité visuelle comme l'on fait Tucker & Charman (1975), Plakitsi & Charman (1995) ou encore Piers et al. (2004) ou du pic de sensibilité au contraste (Green & Campbell, 1965 ; Bradley et al., 1993). Le niveau de performance choisi pour ces différentes études était à 50% ou 80% du pic.

Cependant, d'autres auteurs ont mesuré la profondeur de champ à un niveau absolu de performance, comme Plakitsi & Charman (1995) pour une acuité visuelle de 20/40 ou Rocha et al. (2009) pour une acuité de 20/50.

### **b - Basée sur la perception du flou**

La profondeur de champ n'est ici plus fonction des performances visuelles, mais déterminée sur la base de la perception du flou par les sujets qui font varier continuellement la proximité de la cible. On retrouve plusieurs critères de flou dans la littérature, dont le plus largement étudié est le flou juste détectable. Ce dernier correspond au premier flou que les sujets sont capables d'identifier, par rapport à la proximité de vision optimale (i.e. remotum). Les valeurs varient grandement dans la littérature, de 0.05 D (Oshima, 1958) à 0.87 D pour une demi-profondeur de champ (Wang & Ciuffreda, 2005a). Ces variations importantes peuvent être expliquées par les différentes conditions expérimentales utilisées. Deux autres critères de flou défini par

Atchison et al. (2005) sont le « troublesome blur\* » et « l'objectionable blur\* ». Le premier est défini par Atchison et al. (2005) comme la proximité pour laquelle le sujet est gêné par le flou de la cible. Le second correspond à la première proximité pour laquelle le sujet considère la cible inacceptable, qu'elle soit reconnaissable ou non. La vision devient tellement brouillée que le sujet ne la tolérerait pas dans la vie de tous les jours. Ciuffreda et al. (2006) ont défini un « bothersome blur\* » en le définissant comme le minimum de flou rendant la lecture ou la reconnaissance d'une cible « difficile ». Celui-ci est comparable au « troublesome blur » défini par Atchison et al. (2005). Ils ont également défini la profondeur de champ comme la zone de vision pour laquelle la cible n'était plus reconnaissable par le sujet, ou complètement illisible et l'ont appelé le « non-resolvable blur\* ».

Toutes les valeurs ainsi trouvées varient également avec différents facteurs qui peuvent être dépendant de la cible choisie, ou de paramètres liés au sujet lui-même.

### 2.1.2 - La cible

Plusieurs facteurs inhérents à la cible peuvent influencer la profondeur de champ comme la taille angulaire de celle-ci, son contraste, ou tout simplement sa nature (i.e. facteurs cognitifs)

#### a - Taille angulaire de la cible

Plusieurs auteurs ont exploré l'effet de la taille de la cible sur la profondeur de champ. Cet effet de la taille de la lettre peut-être important dans le cadre des caractères d'imprimerie couramment utilisés dans les journaux et livres, qui varient le plus souvent de 9 à 12 points (Times New Roman), soit d'environ 0.4 logMar à 0.5 logMar à 40 cm.

La plupart des auteurs trouvent une augmentation de la profondeur de champ avec la taille de la lettre. Atchison et al. (2005) ont trouvé que la profondeur de champ était 1.6 à 2.1 fois plus importante en passant d'une taille de lettre de 0 à 0.7 logMar, en fonction de la pupille et du critère de flou étudié. Dans une étude précédente (Atchison et al., 1997), ils avaient mesuré que la profondeur de champ (i.e. flou juste détectable) augmentait d'un facteur 1.75 entre -0.2 et 0.8 logMar, pour un pupille de 4 mm. La figure (2.2) résume la plupart de ces résultats d'une taille de lettre de -0.2 logMar à 1 logMar.

---

\* Les termes anglais seront conservés par la suite pour des soucis de compréhension, les traductions ne relayant pas tout le sens donné par les termes anglais.

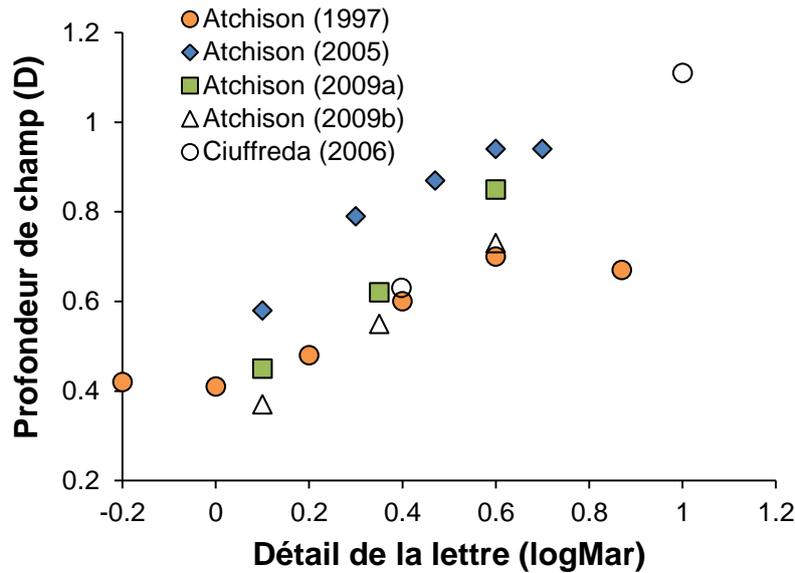


Figure (2.2) - Variation de la profondeur de champ en fonction du détail de la lettre pour un critère de flou juste détectable dans différentes études.

A partir de tous ces résultats, il semble que la profondeur de champ varie linéairement entre 0 logMar et 0.6 logMar, suivant une pente de 0.7 D/logMar

### b - Facteurs cognitifs

Un autre facteur relatif à la cible peut être sa nature elle-même, à savoir s'il s'agit de lettres isolées, de groupements de lettres, d'un texte, ou d'une image (e.g. échiquier, forme irrégulière,...).

Plusieurs auteurs ont montré que le fait de présenter un groupe de lettres ou un texte, au lieu d'une lettre isolée, a pour effet d'augmenter la profondeur de champ.

Atchison et al. (1997 ; 2005) ont mesuré une augmentation de la profondeur de champ d'un facteur 1.45 en utilisant un groupe de 3 lettres (2005) plutôt qu'une lettre isolé (1997) d'acuité 0.3 logMar et 0.6 logMar. Ciuffreda et al. (2006) et Wang et al. (2006) ont pour leur part trouvé une augmentation de 1.32 et 1.28, respectivement, en comparant la profondeur de champ mesurée sur un texte ou une lettre isolé d'acuité 0.4 logMar.

D'autres auteurs ont également mesuré la profondeur de champ, mais en utilisant différents motifs irréguliers en noir et blanc. Ainsi, Oshima (1958) a mesuré une profondeur de champ juste détectable de 0.05 D quand Campbell (1957) mesurait 0.88 D pour un même critère et une même pupille de 2 mm. De plus, Wang & Ciuffreda (2005b) et Ciuffreda et al. (2005) ont également mesuré des profondeurs de champ juste

déTECTABLES beaucoup plus importantes de 1.70 D et 1.35 D, montrant une grande variabilité en fonction de la cible utilisée.

### **c - Contraste**

Atchison et al. (1997) ont montré que la profondeur de champ mesurée sur une cible faiblement contrastée (21%) était plus élevée que sur une cible de fort contraste (100%), d'un facteur 1.14. Ce résultat coïncide avec ceux d'auteurs précédents (Oshima, 1958 ; Campbell, 1957) ayant trouvé la même tendance.

### **d - La longueur d'onde**

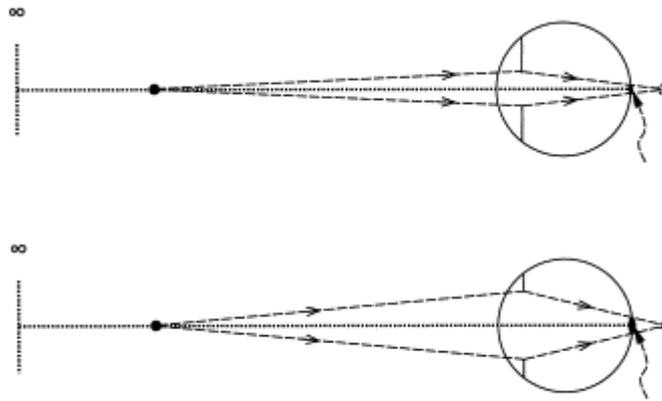
Plusieurs auteurs ont mesuré un effet de la longueur d'onde sur la profondeur de champ (Campbell, 1957; Marcos et al., 1999). Pour une pupille de 2 mm et à faible luminance, Campbell (1957) a trouvé qu'entre 500 et 690 nm, la profondeur de champ restait relativement constante et proche de celle mesurée en lumière blanche (i.e. 0.59 D) et qu'elle augmentait à 0.8 D entre 500 et 410 nm. En revanche, les mesures à une pupille de 6 mm se sont révélées bien différentes avec un minimum de profondeur de champ à 580 nm (i.e. 0.26 D), et une augmentation de part et d'autre, jusqu'à 0.36 D et 0.44 D pour les plus grandes et plus faibles longueurs d'onde respectivement. L'auteur a donné deux explications à cette influence de la longueur d'onde sur la profondeur de champ. L'un de ces facteurs serait la différence de pouvoir de résolution de la rétine en fonction de la longueur d'onde (l'acuité visuelle diminue avec la longueur d'onde). Le second serait basé sur l'effet Stiles-Crawford (Stiles & Crawford 1933). En effet les courtes longueurs d'onde produisent un effet directionnel des photorécepteurs plus important. Ainsi, l'éclairement rétinien serait moins important pour les faibles longueurs d'onde, entraînant une augmentation de la profondeur de champ.

### **2.1.3 - Les paramètres liés au sujet**

De la même manière que le choix de la cible a une importance cruciale sur les résultats de profondeur de champ, certains paramètres comme la pupille du sujet, influencent également grandement les valeurs obtenues.

**a - Diamètre pupillaire**

L'augmentation du diamètre pupillaire a pour effet de diminuer la valeur de profondeur de champ mesurée. Cet effet sur la profondeur de champ est facilement explicable par le biais de l'optique géométrique (Figure (2.3)). En effet, si l'on considère un point image situé en arrière de la rétine, la quantité de flou projeté sur la rétine sera plus importante si la pupille du sujet est plus large. Si l'on considère que les limites de la profondeur de champ interviennent pour une même quantité de flou, il semble alors logique que la profondeur de champ pour une pupille de diamètre inférieur soit plus importante.



*Figure (2.3) - Effet de la taille de la pupille sur la quantité de flou projeté sur la rétine, et donc sur la profondeur de champ.*

Cet effet de pupille a été relaté dans de nombreuses études. Atchison et al. (1997) ont mesuré que l'augmentation de la pupille de 2 à 6 mm, diminuait la valeur de profondeur de champ d'un facteur 1.25 à 1.50 en fonction de la taille de la cible (i.e. plus grande différence pour les cibles de petite taille). Plus récemment, Atchison et al. (2005 ; 2009a) ont mesuré une diminution de profondeur de champ d'un facteur 1.14 à 1.17 et de 1.21 à 1.28 en fonction du critère utilisé et de la taille de la cible, lorsque le diamètre pupillaire était augmenté de 3 mm à 6 mm. Enfin, Yi et al. (2010) ont reporté un effet de 1.39 lors du passage d'une pupille de 3.5 mm à 5 mm. Si l'on regarde l'effet du passage d'une pupille de 4 mm à 6 mm, il varie largement en fonction des études (i.e. 1.01 à 1.21) mais est toujours inférieur au passage de 3 mm à 6 mm. Cet effet diminué de la taille de la pupille au-delà de 4 mm avait déjà été soulevé par différents auteurs (Tucker & Charman, 1975 ; 1986; Lakshminarayanan et al., 1995; Atchison et al. 1997). La figure (2.4) montre l'effet de la pupille sur la profondeur de champ selon différents critères de flou.

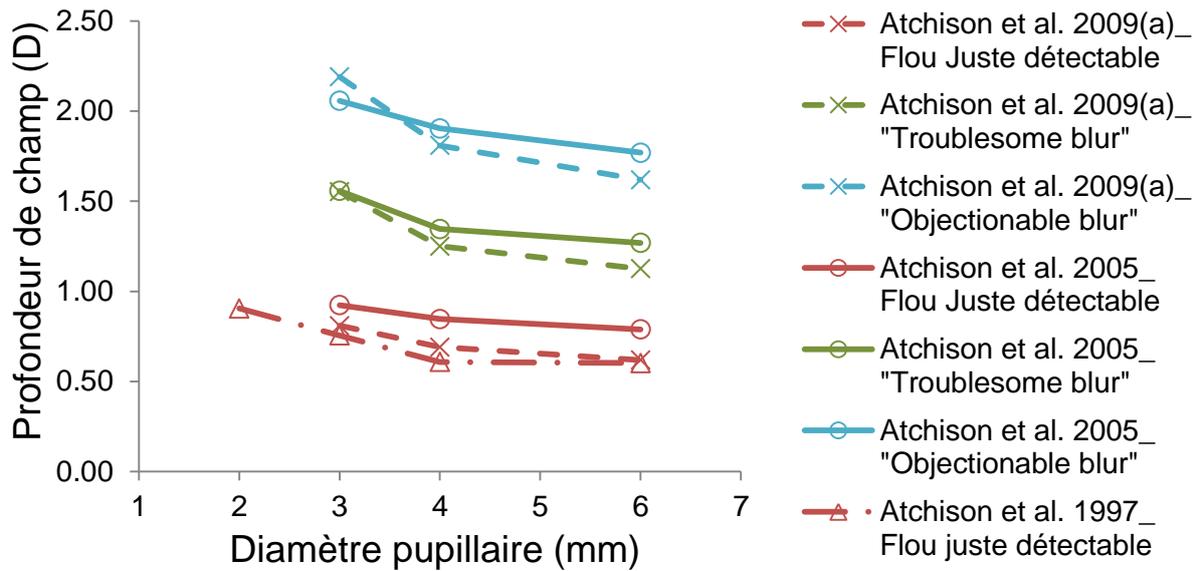


Figure (2.4) - Evolution de la profondeur de champ avec le diamètre pupillaire pour différents critères de flou.

### b - Excentricité rétinienne

Wang & Ciuffreda (2004) ont mesuré une augmentation de la profondeur de champ de  $0.29D/^\circ$  d'excentricité rétinienne, jusqu'à un maximum de  $8^\circ$ . Ciuffreda et al. (2005) et Wang & Ciuffreda (2005b) ont par la suite mesuré un même effet de l'excentricité rétinienne, mais avec une variation moindre, de  $0.11 D/^\circ$ . Ciuffreda et al. (2005) ont identifié deux types d'évolution de la profondeur de champ avec l'excentricité sur un total de 10 sujets : un groupe (4 sujets) dont l'évolution moyenne était inférieure à  $0.11D/^\circ$  (i.e.  $0.05D/^\circ$ ) défini comme un groupe dont les informations fovéales primaient et un groupe (6 sujets), dont l'évolution moyenne était supérieure à  $0.11D/^\circ$  (i.e.  $0.20D/^\circ$ ) et défini comme un groupe dont les informations fovéales et périphériques étaient pris en compte de manière plus équitable. Cependant, en regardant l'évolution de la profondeur de champ avec l'excentricité sujet par sujet, ceux-ci montrent une répartition autour de la moyenne globale, plutôt que 2 groupes bien distincts centrés sur  $0.05$  et  $0.20 D/^\circ$ . Il semble donc que cette répartition mériterait un approfondissement sur un plus grand nombre de sujets.

Ronchi & Molesini (1975) ont mesuré également une augmentation de la profondeur de champ avec l'excentricité rétinienne, diminuant à partir de  $7^\circ$  d'excentricité jusqu'à  $60^\circ$ .

En combinant, ces derniers résultats à ceux de Wang & Ciuffreda (2004), Ciuffreda et al. (2007) ont suggéré une équation (eq. 7) déterminant l'évolution de la profondeur de champ avec l'excentricité (figure (2.5.A)):

$$\text{Profondeur de champ} = 6.83 - 6.08 * e^{-exc/12.2} \quad (7)$$

avec exc l'excentricité de la cible en degré.

Cependant, les auteurs ne semblent pas avoir tenu compte des résultats des études (Ciuffreda et al., 2005 ; Wang & Ciuffreda, 2005b) montrant une évolution de la profondeur de champ de 0.11 D/° qui ne correspondent que très peu à ce modèle (figure (2.5.B))

Les auteurs (Ciuffreda et al., 2007) ont suggéré que la diminution de la densité des cônes avec l'excentricité et l'augmentation des aberrations optiques pourraient expliquer les variations de profondeur de champ observées.

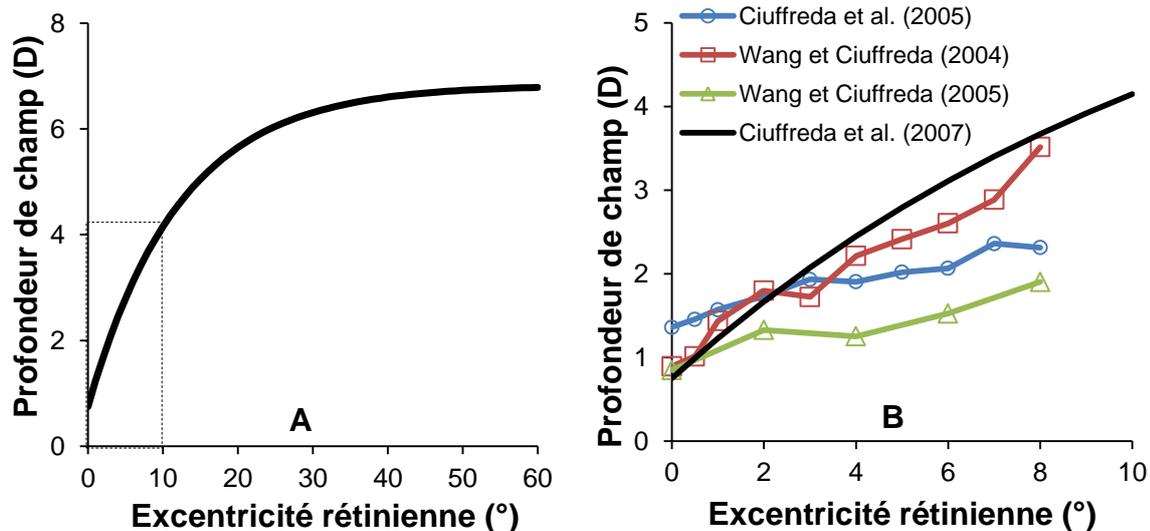


Figure (2.5) - Evolution de la profondeur de champ avec l'excentricité d'après le modèle défini par Ciuffreda et al. (2007) (A) et comparaison des différentes études associées avec ce modèle (B).

### c - L'optique de l'œil

L'effet des variations dans l'optique de l'œil sur la profondeur de champ a déjà été largement étudié (Piers et al., 2004 ; Atchison et al., 2009a ; b ; Rocha et al., 2009).

- *Les aberrations monochromatiques*

Atchison et al. (2009a ; b) ont mesuré la variation de la profondeur de champ lors d'une correction complète des aberrations d'ordre supérieur. Ils ont cependant trouvés des résultats assez différents entre leurs deux études. La correction des aberrations monochromatiques réduisait la profondeur de champ d'un facteur 1.08 par rapport à la mesure sans correction lors de la première étude réalisée sur 7 sujets. Les mesures de l'effet de la correction des aberrations n'ont été réalisées que sur deux sujets lors de la deuxième étude et ont relaté une diminution de la profondeur de champ de 1.3 et 1.16. Les auteurs ont proposé que ces différences pourraient venir de la quantité d'aberrations initialement présentes. Ils proposent également qu'un phénomène d'adaptation intervienne et réduise l'impact de la correction des aberrations d'ordre supérieur sur l'évaluation du flou (Artal et al., 2004 ; Chen et al., 2007). Enfin Atchison et al. (2009a ; b) proposent que la correction des aberrations chromatiques en plus des aberrations monochromatiques, réduirait encore la profondeur de champ mesurée. Les variations dans l'impact de la correction totale des aberrations entre ces deux études peut également venir du fait que la correction des aberrations se faisait en début de mesure, et la correction n'était mise à jour qu'à la fin de chacune d'elle (i.e. correction statique), induisant une imperfection de cette correction du fait de la modification des aberrations individuelles avec le film lacrymal (Koh et al., 2002 ; 2006 ; Montés-Micó et al., 2004), les mouvements oculaires (Guirao et al., 2001), .... Les résultats d'Atchison et al. (2009a) sont résumés, en fonction du critère de flou et pour une pupille de 6mm sur la figure (2.6).

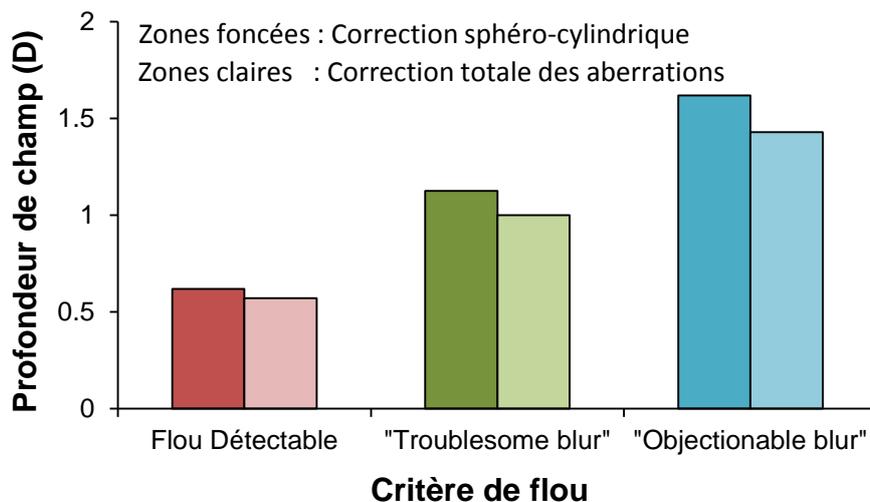


Figure (2.6) - Effet de la correction des aberrations d'ordre supérieur sur la profondeur de champ en fonction du critère de flou utilisé, pour une pupille de 6 mm de diamètre.

Rocha et al. (2009) ont mesuré l'effet de l'AS4 sur la profondeur de champ mesurée comme la gamme de proximité à laquelle un sujet est capable de reconnaître la moitié de 10 lettres d'acuité 4/10. Ils ont observés une augmentation de la profondeur de champ avec l'ajout croissant d'AS4 (Figure (2.7)), mais pas d'augmentation lorsque 0.3  $\mu\text{m}$  de coma ou de trefoil étaient ajoutés.

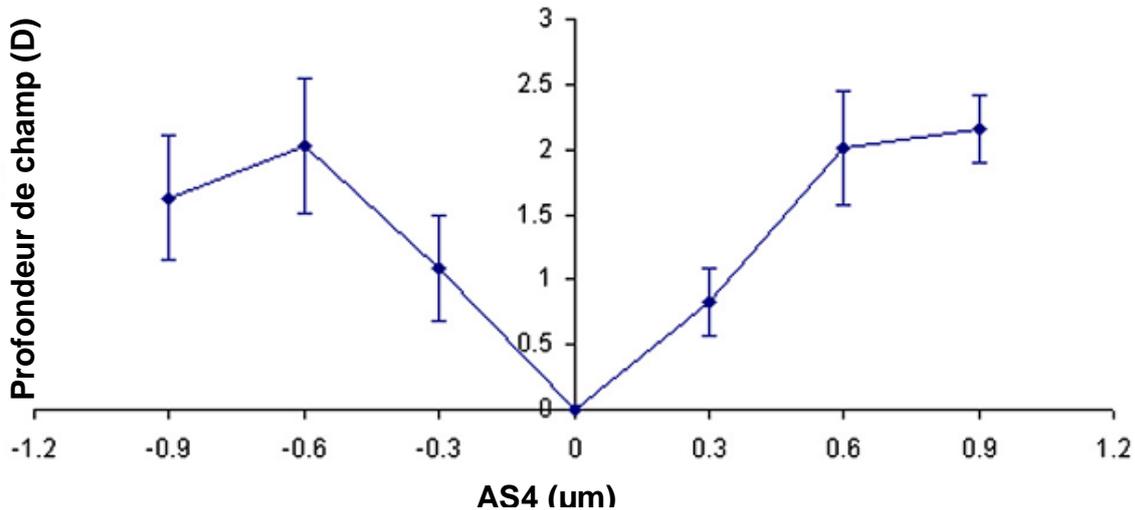


Figure (2.7) - Evolution de la profondeur de champ avec l'addition d'aberration sphérique pour une pupille de 6 mm de diamètre (d'après Rocha et al., 2009)

Enfin, en mesurant la profondeur de champ comme la largeur de la courbe d'évolution de l'acuité visuelle avec la proximité, à 80% du pic d'acuité visuelle, Piers et al. (2004) ont mesuré une profondeur de champ plus importante en présence de 0.184  $\mu\text{m}$  d'AS4 sur une pupille de 4.8 mm, que lorsque celle-ci était corrigée.

### - *L'amétropie*

Les différents auteurs ayant étudié l'effet de l'amétropie sur la profondeur de champ sont moins unanimes. En effet, Rosenfield & Abraham-Cohen (1999) ont mesuré une profondeur de champ sur 12 myopes de 0.36 D et de 0.21 D sur 12 emmétropes, concluant que les sujets myopes étaient moins sensibles au flou que les sujets emmétropes. Cufflin et al. (2007) ont mesuré une différence inverse entre 8 sujets emmétropes (1.24 D) et 16 sujets myopes (1.00 D). Cette différence est expliquée par Cufflin et al. (2007) par la différence dans la tâche de détection du flou. En effet, ces derniers ont demandé au sujet de comparer une image que le sujet pouvait déplacer, à une image nette fixe. Rosenfield & Abraham-Cohen (1999), en revanche, ont comparé une moitié de cible mobile, par rapport à une autre moitié fixe. De plus, les pupilles utilisées étaient de 2 mm pour Rosenfield & Abraham-Cohen (1999) contre 4 mm pour

Cufflin et al. (2007). En utilisant le critère de flou juste détectable, Atchison et al. (2005) ont mesuré une profondeur de champ de  $0.94 D$  pour une cible de même taille et une pupille de 4 mm, ce qui correspond aux résultats de Cufflin et al. (2007), ceux de Rosenfield & Abraham-Cohen (1999) semblant faibles aux vues de la pupille de mesure utilisée. L'effet de l'amétropie sur la profondeur de champ semble donc assez discutable, d'autant que Schmid et al. (2002) n'avaient pas trouvé de différence significative entre la profondeur de champ de sujets myopes ou emmétropes pour différents types de cibles.

## 2.2 - LA QUALITE D'IMAGE SUBJECTIVE

Il existe différentes façons d'évaluer la qualité subjective d'une image. Dans le domaine de la vision, plusieurs auteurs (Granger & Cupperly, 1972 ; Burton & Haig, 1984 ; Mouroulis & Zhang, 1992 ; Legras et al., 2004b ; Legras & Rouger, 2008a) ont utilisé la comparaison d'images deux à deux. Le principe de cette méthode est de demander au sujet la cible qu'il considère la moins dégradée après présentation de deux images.

Granger & Cupperly (1972) avaient utilisé cette méthode de comparaison deux à deux afin de mettre en place une échelle subjective de qualité d'image. Pour ce faire, ils ont comparé de manière aléatoire un échantillon d'images dégradées par différents défauts optiques, afin de pouvoir les classer par la suite. Dans cette même étude, ils ont par la suite évalué la qualité d'images isolées en les comparant à cette échelle. L'image testée est alors qualifiée par un rang, par rapport aux autres images. Mouroulis & Zhang (1992) ont comparé la qualité subjective d'images dégradées par différents niveaux d'astigmatisme et de coma, combinés ou non. Burton & Haig (1984) ont également réalisé des comparaisons d'images deux à deux pour différentes valeurs de sphère, d'astigmatisme, de coma et d'AS4 de la cible, mais en comparant toutes les images à une seule et même image non aberrante, et non en comparant toutes les images testées deux à deux. Legras et al. (2004b) ont comparé de manière répétée, une image de référence à plusieurs images dégradées par différents niveaux de sphère, d'astigmatisme et d'AS4, afin de déterminer la différence minimale d'aberration détectable, pour une pupille de 6 mm. Legras & Rouger (2008a) ont quant à eux cherché à déterminer si les sujets préféreraient une correction complète ou partielle des aberrations en comparant deux à deux une lettre de 0.4 logMar présentant des aberrations typiques, à une même cible avec correction partielle ou totale de ces aberrations. Sawides et al. (2010) ont réalisé une étude similaire en comparant des images présentant des scènes naturelles avec ou

## Chapitre 2

sans correction des aberrations des sujets via un système d'optiques adaptative. Les auteurs ont trouvés une préférence de 84% des images après correction des aberrations. De toutes ces études ressort un pourcentage de préférence associé à chaque image, permettant de comparer les images testées entre elles, cependant, cette méthode ne permet pas de donner une note absolue à des images.

Sawides et al. (2010) ont demandé à 17 sujets d'évaluer s'ils reconnaissaient ou non des visages en leur présentant aléatoirement des photos de sujets familiers ou non. Les sujets devaient indiquer par un chiffre s'ils reconnaissaient ou non la photo, 1 étant la certitude de reconnaître le visage, et 6 la certitude de ne pas le reconnaître. Une analyse de type ROC (Receiver Operating Characteristics) (Hanley & McNeill, 1982) a permis de comparer les résultats obtenus avec et sans correction des aberrations. Les auteurs ont utilisé la même méthode afin de déterminer l'impact de la correction des aberrations sur la reconnaissance d'expressions faciales. Cependant, cette méthodologie ne permet pas de noter directement des images puisqu'il s'agit de comparer les vrais positifs (i.e. sujets ayant reconnu le visage/expression correctement) aux faux positifs (i.e. sujets ayant reconnu le visage/expression de manière erronée).

Parallèlement, d'autres auteurs ont cherché à évaluer directement la qualité des images, sans passer par la comparaison d'images deux à deux. Cet objectif a donné lieu à de nombreuses recherches et améliorations au cours des dernières années, essentiellement dans le domaine de la vidéo (Aldridge & Pearson, 2000), de la compression informatique (McCord et al., 2007 ; Parvez Sazzad et al., 2008) ou de l'imprimerie par exemple. Ces études ont aboutis à la mise en place de standards dans la détermination subjective de la qualité d'une image : l'International Telecommunications Union Radio-communications Sector (ITU-R BT 500).

On retrouve parmi ces recommandations deux méthodes que sont l'Évaluation Continue de la Qualité sur Stimulus Double (ECQSD) et l'Évaluation de Déficience sur Stimulus Double variante II (EDSD II). En fonction de l'objectif à atteindre (e.g. comparer 2 systèmes, évaluer la qualité d'un système, ...), les recommandations ITU-R préconisent l'utilisation d'une méthode bien définie.

Ces deux méthodes consistent en la présentation de deux images, une référence et une image test. Dans le cas de l'ECQSD, ces deux images sont présentées aléatoirement et le sujet a pour tâche de noter sur une échelle continue (figure (2.8.A)) les images successivement. L'EDSD II présente toujours la référence en premier et le sujet doit

## Chapitre 2

évaluer sur une échelle discontinue à 5 items la différence entre les deux images (figure (2.8.B)).

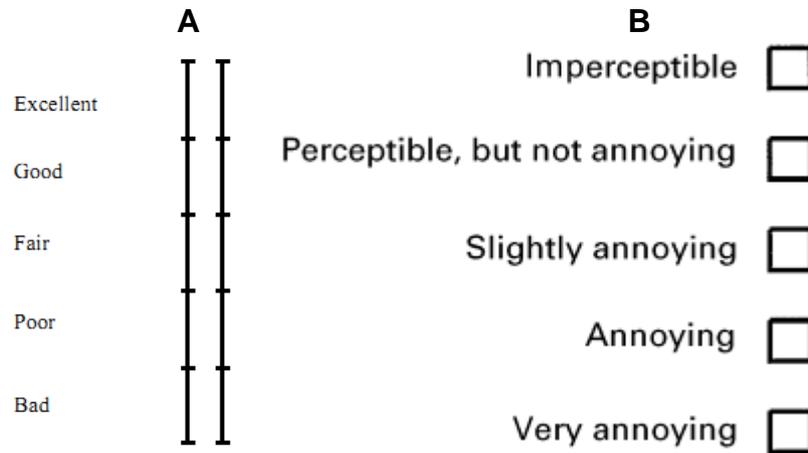


Figure (2.8) – (A) Echelles continues accompagnées des termes sémantiques utilisées pour la méthode ECQSD. (B) Echelle discontinue utilisée pour la méthode EDSI II.

## Chapitre 2

# Chapitre 3

## PREDICTION DE LA VISION

---

Lors de l'ajout d'une correction, les aberrations du sujet sont modifiées. Il serait alors utile de pouvoir anticiper l'impact de ces variations sur les performances visuelles et la qualité visuelle subjective. La simulation numérique permettrait ainsi, par le calcul de critères de qualité d'images, de prédire cet impact.

### 3.1 - CRITERES DE QUALITE D'IMAGE

#### 3.1.1 - Critères de qualité d'image calculés dans le plan de la pupille

Le critère de qualité d'image qui semble le plus intuitif est l'erreur de front d'onde RMS qui est l'écart quadratique moyen entre le front d'onde aberrant et le front d'onde idéal (plan). La figure (3.1) schématise l'erreur de front d'onde RMS.

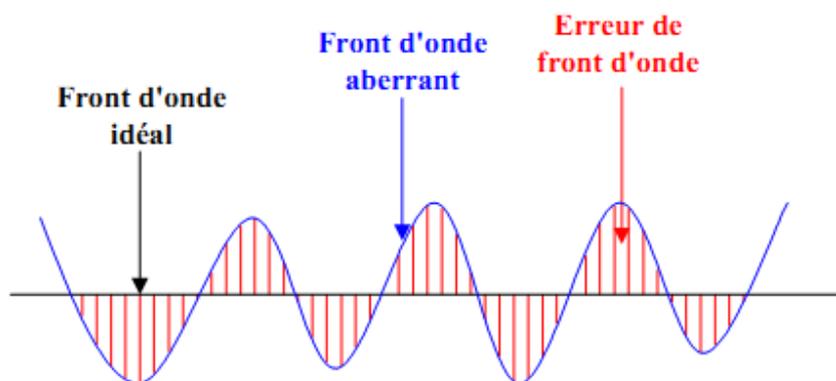


Figure (3.1) – Représentation d'un front d'onde aberrant réel par rapport à un front d'onde idéal, permettant la détermination de l'erreur de front d'onde RMS. La zone hachurée représente l'erreur de front d'onde RMS.

Il a été montré que ce critère n'est qu'un faible prédicteur de l'effet des aberrations sur la vision (Thibos et al., 2002 ; Applegate et al., 2002 ; 2003a ; Guirao & Williams, 2003 ;

Chen et al., 2005). En effet, en combinant des aberrations, l'erreur de front d'onde augmente du fait de l'équation qui la définit :

$$\text{RMS} = \sqrt{\sum_{n,m} (Z_n^m)^2} \quad (4)$$

Cependant, le fait de combiner les aberrations permet parfois de limiter la dégradation optique.

Toujours calculé dans le plan de la pupille, Thibos et al. (2004) ont défini la fraction de la pupille (PF) comme la « fraction de l'aire pupillaire pour laquelle la qualité optique est considérée comme acceptable ». Elle peut-être définie par l'équation suivante :

$$PF = \frac{\text{Aire de pupille acceptable}}{\text{Aire de pupille totale}} \quad (8)$$

Cette aire de pupille acceptable peut être déterminée de deux manières (Figure (3.2)). L'aire de pupille acceptable peut ainsi être considérée comme circulaire dont le rayon dépend d'un seuil d'acceptabilité. C'est la « pupille critique ». L'autre méthode consiste en la modélisation de petites zones (quadrillage) dans la pupille, qui seront analysées indépendamment puis sommées (mosaïque).

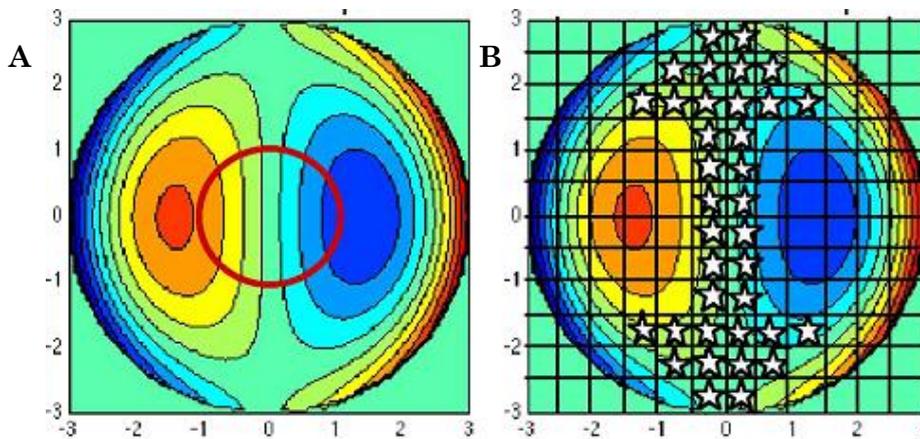


Figure (3.2) - Illustration des 2 méthodes utilisées pour déterminer la fraction de pupille : la méthode appelée « pupille critique » (A) et la méthode appelée « mosaïque » (B). Le cercle rouge indique l'aire concentrique la plus large pour laquelle la qualité optique du front d'onde est acceptable. Les étoiles blanches indiquent les zones pour lesquelles la qualité optique du front d'onde est acceptable (d'après Thibos et al., 2004).

### 3.1.2 - Critères de qualité d'image calculés dans le plan de l'image

Alors que les critères calculés dans le plan de la pupille sont basés directement sur l'analyse du front d'onde, les critères calculés dans le plan de l'image utilisent plutôt l'image rétinienne.

Les critères basés sur le calcul de la FEP sont définis dans le domaine spatial quand les critères basés sur la fonction de transfert optique (FTO) ou la fonction de transfert de modulation (FTM) sont quant à eux définis dans le domaine des fréquences. En effet, ils permettent de caractériser la perte de contraste ou le décalage de phase d'une cible.

La FEP peut être interprétée comme l'image rétinienne d'un point objet. L'image est de grande qualité lorsque la FEP est étroite et très intense. Jusqu'à un diamètre pupillaire de 3 mm, la qualité de l'image rétinienne est principalement limitée par la diffraction (Charman, 1991, Applegate et al., 2002). La FEP est alors caractérisée par un pic lumineux central. Au-delà de 3 mm, l'effet des aberrations sur l'image rétinienne est plus marqué, engendrant une FEP plus étalée et souvent plus asymétrique (Applegate et al., 2002).

On obtient la FTO par transformée de Fourier de la FEP. Elle est constituée de la FTM et de la Fonction de Transfert de Phase (FTP). La FTM représente la perte de contraste de l'image. La FTP, négligeable pour les fortes valeurs de FTO (Mouroulis, 1999), représente le déphasage du contraste de l'image en fonction de la fréquence spatiale de l'objet (Figure (3.3)).

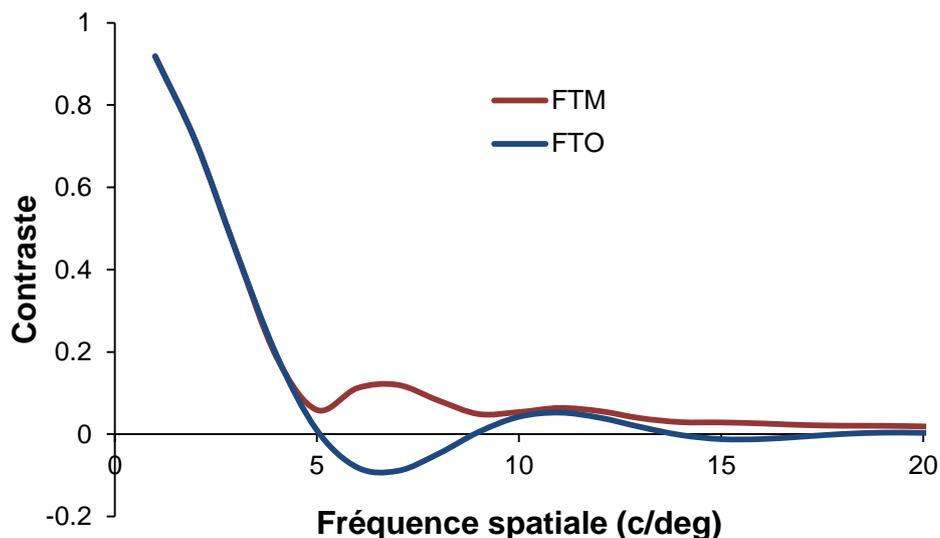


Figure (3.3) – Exemple de FTM et de FTO. Le fait que la FTO prenne des valeurs négatives représente l'inversion de phase.

## 3.2 - PREDICTION DES PERFORMANCES VISUELLES

De nombreux auteurs se sont intéressés à la prédiction des performances visuelles à l'aide de critères de qualité d'image.

Ainsi, Martin & Roorda (2003) ont tenté de prédire le gain de sensibilité au contraste à porter des lentilles bifocale Acuvue. Ils n'ont trouvé qu'une faible corrélation ( $R^2 = 0.47$ ) entre gains prédit et mesuré. Yoon & Williams (2002) ont quant à eux montré que le bénéfice visuel à corriger les aberrations pouvait être prédit par un calcul basé sur la FTM. Legras & Rouger (2008b) ont pour leur part prédit le bénéfice de sensibilité au contraste (i.e.  $R^2 = 0.79$ ) à l'aide de la FTM à 16 cycles par degré. Les critères de qualité d'image basés sur la FTM n'ont cependant pas permis de prédire le bénéfice d'acuité visuelle à corriger les aberrations d'ordre supérieur ( $R^2 < 0.30$ ). Dalimier et al. (2008a) ont utilisé la mesure de séparabilité S (Dalimier et al., 2008b) afin de prédire la sensibilité au contraste de sujets, avec et sans corrections de leurs aberrations. La capacité de prédiction de ce critère était assez faible (i.e.  $R^2 = 0.35$ ) mais la corrélation s'améliorait pour la prédiction du bénéfice visuel à corriger les aberrations (i.e.  $R^2 = 0.69$ ).

Marsack et al. (2004) avaient déjà prédit la chute d'acuité visuelle en présence d'aberrations (i.e. données issues de l'étude d'Applegate et al., 2003b) à l'aide du rapport de Strehl basé sur la FTO ( $R^2 = 0.81$ ). Cependant, l'ajout d'aberrations était réalisée via un calcul optique issu du même modèle ayant servi à calculer les critères de qualité d'image. Il n'est donc pas surprenant que les auteurs aient obtenus de bonnes corrélations. En utilisant également des images simulées, Cheng et al. (2004) ont aussi trouvé que le Strehl visuel basé sur la FTO (SVFTO) permettait de prédire la chute d'acuité visuelle en présence d'aberrations ( $R^2 = 0.68$ ). Watson & Ahumada (2008) ont réutilisé les données de Cheng et al. (2004) et ont trouvé une meilleure corrélation avec un modèle d'œil différent incluant un processus de décision. Rouger et al. (2010a) ont utilisé la FTM à 10 (i.e.  $R^2 = 0.87$ ) et 25 (i.e.  $R^2 = 0.75$ ) cycles par degré, afin de prédire la chute de sensibilité au contraste, mesurée aux mêmes fréquences spatiales, lors de l'ajout d'aberrations. L'utilisation de critères basés sur la FTM a également permis de prédire la chute d'acuité visuelle ( $R^2 > 0.74$ ). Enfin, Legras et al. (2010) ont mesuré la sensibilité au contraste à 12 c/deg de 4 sujets pendant le port de différentes lentilles de contact multifocales (Proclear multifocale Distance et Near Add 2.00D). Ils ont trouvé une bonne corrélation entre les courbes de mesures et la FTM à 12 c/deg pondérée par la

fonction de sensibilité au contraste post-rétinienne ( $R^2 = 0.74$ ). En ce qui concerne la prédiction de l'acuité visuelle, bien que la corrélation avec l'aire sous la FTM entre 5 et 15 cycles par degré soit assez bonne ( $R^2 = 0.67$ ), les auteurs ont noté que globalement les critères de qualité d'image tendaient à sous-estimer l'acuité visuelle.

### **3.3 - PREDICTION DE LA VISION SUBJECTIVE**

Comme nous l'avons vu précédemment, de nombreuses études se sont intéressées à la vision subjective, essentiellement par comparaisons deux à deux. Cependant, peu d'entre elles ont tenté de prédire cette vision subjective à l'aide de critères de qualité d'image.

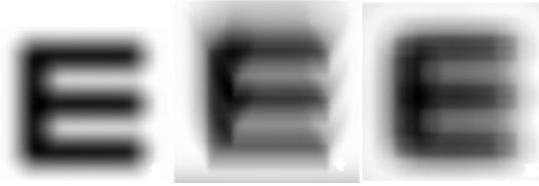
Granger & Cupperly (1972) ont réussi à prédire ( $R^2 = 0.98$ ) le classement d'images, par un critère nommé SQF (Subjective Quality Factor), correspondant à l'aire sous la courbe de FTM entre 3 et 12 cycles par degré. La qualité des images pouvaient varier en fonction d'une défocalisation ou d'un astigmatisme induit, ou bien par la présence d'un cache circulaire au centre de l'objectif lors de la prise de la photo. Les classements étaient obtenus par comparaison de photographies deux à deux.

Plus tard, Chen et al. (2005) ont demandé aux sujets d'égaliser le flou induit par différentes aberrations. Ils devaient pour cela augmenter la valeur d'une aberration isolée pour faire correspondre le flou à une cible déjà dégradée par  $0.1 \mu\text{m}$  de 18 coefficients Zernike du 2<sup>ème</sup> au 5<sup>ème</sup> ordre. La valeur de critère de qualité d'image de la cible de référence correspondait à une valeur bien précise d'aberration isolée induite. Deux critères de qualité d'image ont montré une bonne corrélation (i.e.  $R^2 > 0.81$ ) entre valeur d'aberration induite et prédite.

Les auteurs ont par la suite demandé aux sujets de faire varier un terme de sphère afin d'égaliser le flou obtenu par l'ajout d'aberrations correspondant à une chirurgie LASIK, précédemment mesurées sur 59 patients. Les mêmes critères de qualité d'image ont donné de bonnes corrélations lors de cette expérimentation (i.e.  $R^2 > 0.78$ ).

Bien qu'élevées, ces corrélations sont à relativiser. En effet, il est difficile d'égaliser le flou induit par une combinaison de 18 aberrations, à celui induit par une aberration isolée, du fait de l'apparence très différente que peuvent avoir les flous induits par la coma ou l'aberration sphérique par exemple (figure (3.4)).

### Chapitre 3



*Figure (3.4) – Exemple d'images dégradées par de l'astigmatisme, de la coma et de l'AS4 respectivement (d'après Chen et al., 2005).*

# Chapitre 4

## MATERIEL ET METHODE

---

### 4.1 - OPTIQUE ADAPTATIVE

#### 4.1.1 - Appareil

Afin de mesurer, corriger et/ou moduler le front d'onde de l'œil, nous avons utilisé le dispositif d'optique adaptative développé par la société Imagine Eyes, le CRX1™. Le principe de l'appareil est détaillé en figure (4.1). Le sujet observait un écran LCD blanc (eMagin, Rev2 SVGA+ White Oled Microdisplay) sur lequel est affichée la cible, à travers le dispositif composé d'un analyseur Shack\_Hartmann et d'un miroir déformable. Cet écran a une résolution de 800 x 600 et est vu sous un angle de 114 x 86 minarc, soit 0.143 minarc/pixel. Nous avons utilisé un luminance-mètre Topcon BM3 afin de calibrer l'écran.

Le faisceau lumineux issu de la diode laser (source), de longueur d'onde 850 nm et de puissance 15  $\mu$ W, soit 10 fois moindre que les normes de sécurité permise en observation continue (ANSI Z136.1), est réfléchi par la rétine qui devient le point source. Le faisceau réfléchi passe à travers un système Badal qui permet de modifier la proximité de la cible présentée. Il atteint ensuite le miroir déformable (Mirao 52D) composé de 52 actuateurs (Fernandez et al., 2006), et couvrant une pupille effective de 6.5 mm, permettant de moduler sa surface. Le faisceau atteint ensuite l'analyseur Shack-Hartmann, composé d'une matrice de 32 x 32 microlentilles, permettant l'analyse du front d'onde.

Devant le miroir déformable est placée une pupille artificielle réglable de 2.5 à 6.5 mm par pas de 0.5 mm. Cette pupille artificielle (donc le miroir déformable) est conjuguée à la pupille de sortie du sujet, mais aussi à la matrice de microlentilles de l'analyseur Shack-Hartmann.

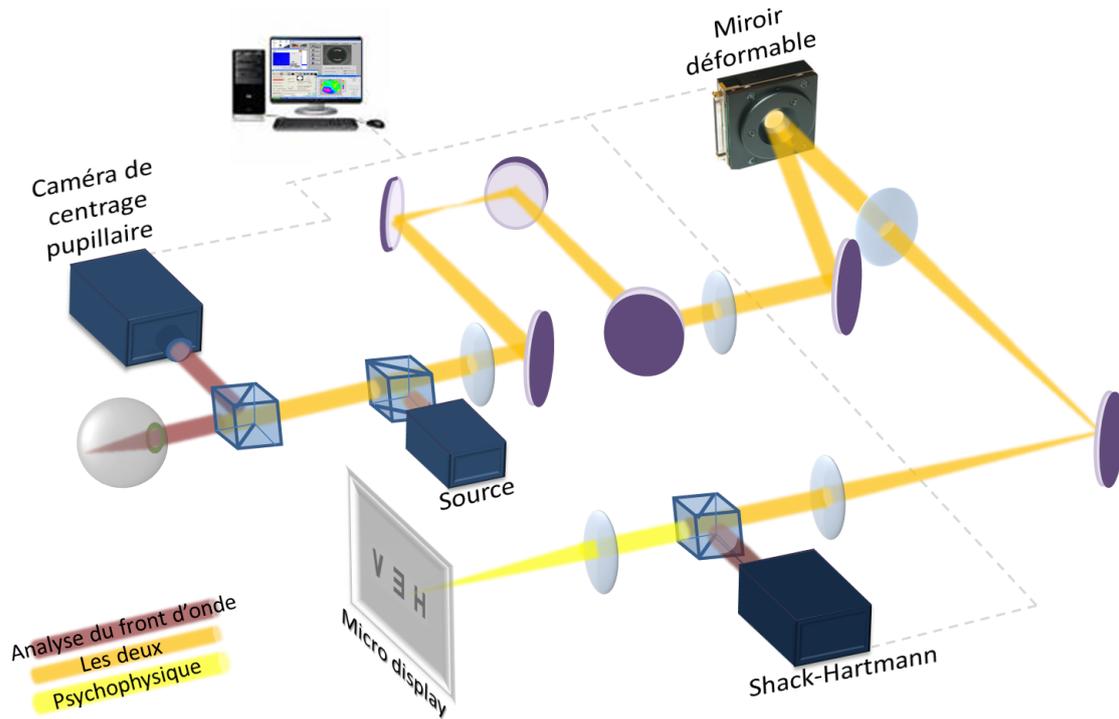


Figure (4.1) - Schéma de principe du système d'optique adaptative utilisé pour mesurer et moduler le front d'onde de l'œil. Le système est constitué de 2 éléments de base qui sont un aberromètre de type Shack-Hartmann et un miroir déformable permettant de moduler les aberrations. Le sujet observe l'écran sur lequel est affichée la cible à travers le miroir déformable.

Ce dispositif nous a permis de mesurer les aberrations des sujets jusqu'au 10<sup>ème</sup> ordre (i.e. 63 coefficient Zernike), et le miroir déformable pouvait moduler les aberrations jusqu'au 6<sup>ème</sup> ordre, en étant piloté par le logiciel HASOTM CSO (Imagine Eyes, Orsay, France).

De plus nous avons également vérifié que les aberrations mesurées après avoir été induites via le miroir étaient identiques aux valeurs ajoutées. Nous avons ainsi simulé  $\pm 0.9$ ,  $\pm 0.3$  et  $\pm 0.1 \mu\text{m}$  d'astigmatisme oblique ( $Z_2^{-2}$ ), de coma verticale ( $Z_3^{-1}$ ), de trefoil ( $Z_3^{-3}$ ), d'AS4 ( $Z_4^0$ ) et d'AS6 ( $Z_6^0$ ). Nous avons également simulé  $+ 0.06$ ,  $+ 0.13$ ,  $+ 0.19$  et  $+ 0.26 \mu\text{m}$  d'AS4. La simulation était réalisée après correction dynamique des aberrations des sujets. Les résultats de cette étude sont représentés en figure (4.2) et valident la simulation des aberrations à l'aide du CRX1<sup>TM</sup>. En effet, toutes les corrélations et pentes sont proches de 1, indiquant, que la valeur induite sur le miroir est mesurée identique par la suite. La seule exception est retrouvée pour l'AS6, avec une pente de 0.88, indiquant que la valeur mesurée est légèrement inférieure à la valeur voulue. Cependant, si les valeurs d'AS6 induites restent faibles la simulation reste optimale (erreur moyenne de 10%).

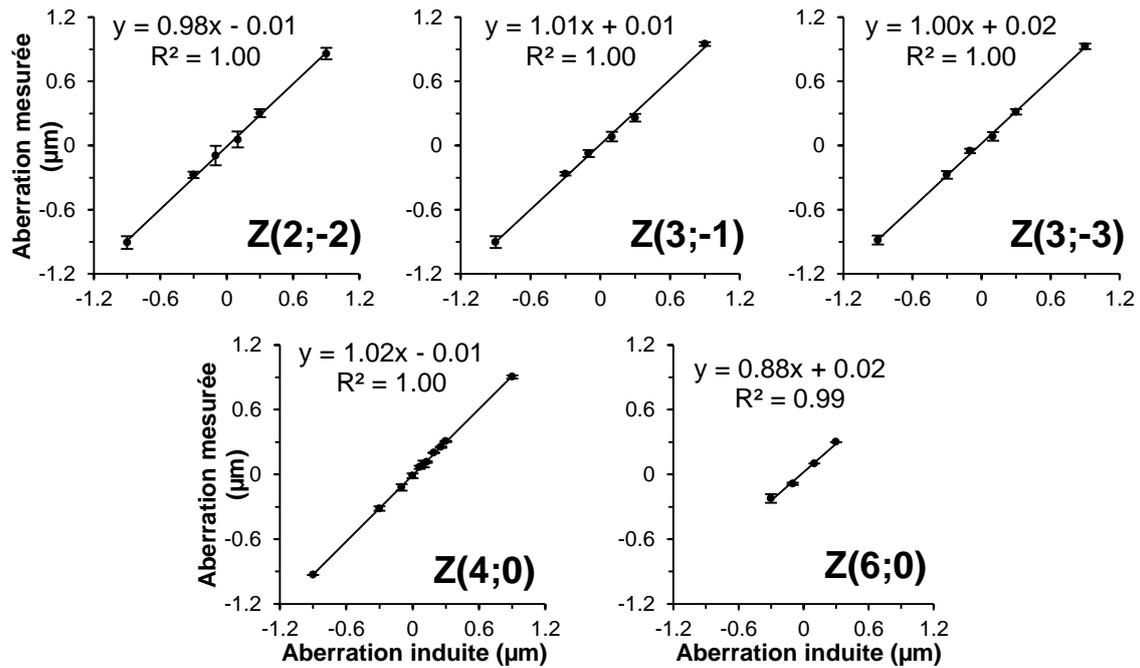


Figure (4.2) – Comparaison entre aberrations induites sur le miroir et les aberrations mesurées. Les barres d'erreur représentent les écarts-type.

Afin de stabiliser au mieux la tête du sujet, nous avons utilisé un appui frontal, ainsi qu'une barra à mordre, afin que la stabilisation soit réalisée sur la mâchoire supérieure, fixe par rapport au front. Une caméra CCD nous permettait en permanence de vérifier l'alignement de la pupille du sujet au dispositif, mais aussi d'en vérifier le diamètre. En effet, la pupille du sujet devait en permanence être supérieure à la pupille artificielle d'expérimentation, afin que cette dernière soit la pupille limitante. Cet objectif était généralement atteint du fait de l'utilisation d'un cache opaque noir, recouvrant le dispositif et la tête de l'observateur, le plongeant dans un environnement sombre, et limitant les réflexions parasites.

#### 4.1.2 - Modulation des aberrations

A l'aide du dispositif d'optique adaptative, il était possible de corriger et/ou induire des aberrations jusqu'au 6<sup>ème</sup> ordre, selon différentes procédures.

Lors de nos travaux, nous avons utilisé une correction dynamique des aberrations (cf section 1.2.2.a). Cette procédure fonctionne en boucle à 1Hz et permettait d'obtenir un niveau d'aberrations résiduelles typique proche de 0.1  $\mu\text{m}$  pour une pupille de 6 mm. La correction dynamique nécessite cependant que la diode laser soit en permanence

allumée. Bien que censément en dehors du spectre visible (850 nm), la présence d'un point rouge sur la cible peut sembler gênante.

Aussi, il est également possible de procéder à une correction dite pseudo-dynamique. Dans ce cas, la correction dynamique est appliquée comme précédemment mais elle est arrêtée pendant la mesure des performances visuelles ou de toute autre mesure devant être réalisée. Le fait d'arrêter la correction implique que les fluctuations d'aberrations ne sont pas prises en compte lors de ces mesures, et que la correction ou l'ajout d'aberrations en est détériorée.

Nous avons donc voulu savoir si la présence de ce point rouge tendait à réduire les performances visuelles ou si cet effet était négligeable comparé aux dégradations optiques dues aux fluctuations d'aberrations. Pour ce faire, nous avons mesuré l'acuité visuelle et la sensibilité au contraste en correction dynamique et pseudo-dynamique sans et avec le point rouge.

La figure (4.3) expose les performances visuelles mesurées une fois les différentes corrections des aberrations appliquées. La présence du point rouge lors de l'expérimentation n'a pas d'effet significatif sur les performances visuelles, en revanche la correction dynamique donne des performances nettement supérieures. La présence du point rouge lors de la correction dynamique ne semble donc pas perturber les résultats obtenus.

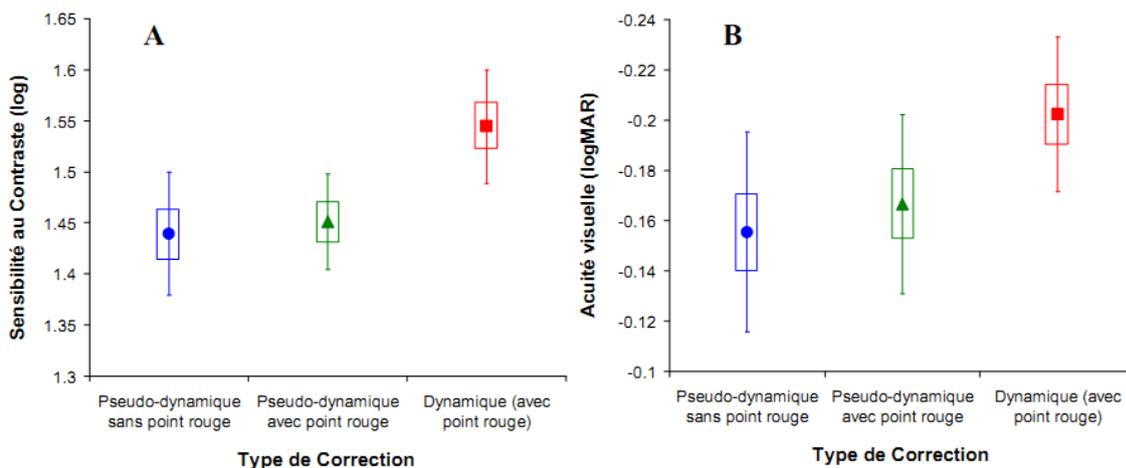


Figure (4.3) - Sensibilités au contraste mesurées à 16 c/deg (A) et acuités visuelles mesurées en fort contraste (B), après correction des aberrations, réalisée de 3 façons différentes : par correction pseudo-dynamique sans point rouge, par correction pseudo-dynamique avec point rouge et par correction dynamique des aberrations (avec point rouge). Les performances visuelles ont été moyennées sur 6 sujets. Les boîtes correspondent aux erreurs-types entre les sujets et les barres correspondent aux écarts-types interindividuels

Si la correction dynamique permet une plus grande précision dans la correction et la modulation des aberrations, elle présente un autre avantage essentiel dans la mesure de la profondeur de champ : la compensation de l'accommodation. En effet, le terme de sphère ( $Z_2^0$ ) induit par un sujet accommodant sera mesuré par l'analyseur et directement compensé afin de minimiser l'erreur de front d'onde mesuré par rapport au front d'onde demandé. La figure (4.4) montre les résultats comparant les profondeurs de champ (critère de flou acceptable) mesurées avec et sans paralysie de l'accommodation (i.e. cyclopentolate 0.5%) pour deux tailles de pupilles (i.e. 3 mm et 6 mm) sur 3 sujets. Les profondeurs de champ mesurées avec et sans cyclopentolate sont très similaires avec une différence absolue moyenne de 0.09 D pour la pupille de 6 mm et 0.10 D sur une pupille de 3 mm. Ces différences sont inférieures à un pas de mesure (i.e. 0.18 D). De plus, en moyenne, les profondeurs de champ mesurées sous cyclopentolate sont plus larges que celles mesurées sans, indiquant que l'accommodation est bien compensée par la correction dynamique des aberrations.

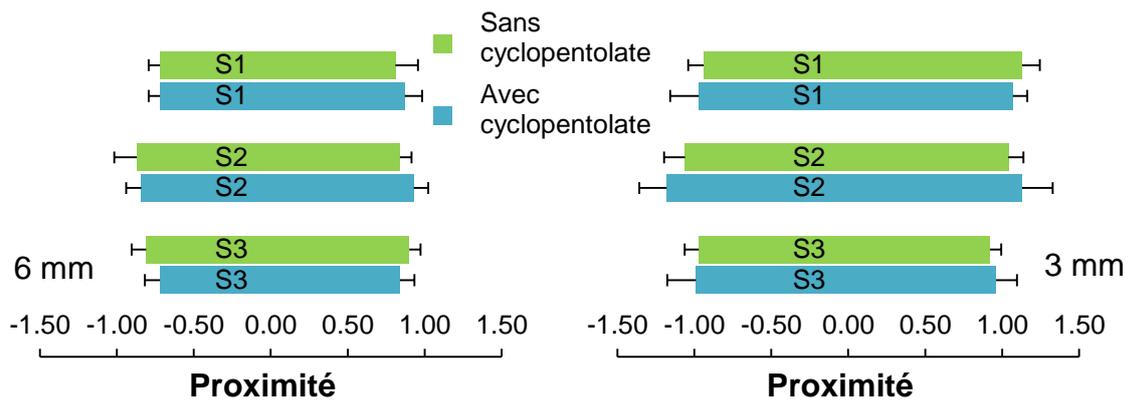


Figure (4.4) - Profondeurs de champ mesurées avec et sans paralysie de l'accommodation pour une pupille de 6 mm (à gauche) et une pupille de 3 mm (à droite). Les barres d'erreur représentent les erreurs-types.

## 4.2 - SUJETS

Les milieux oculaires des sujets devaient être clairs et transparents et les sujets ne devaient pas présenter de pathologies connues. Ainsi, les sujets présentant une cataracte, des problèmes rétinien, une amblyopie, des problèmes accommodatifs, des problèmes de sécheresse oculaire ou encore un nystagmus étaient exclus. De plus, les sujets ayant fait l'objet d'une opération oculaire antérieure (e.g. chirurgie réfractive), les patients faisant de l'orthokératologie, les porteurs de lentilles de contact en PMMA (polyméthacrylate de méthyl) et les femmes enceintes ne pouvaient pas être inclus dans cette étude.

### 4.3 - SIMULATION NUMERIQUE

Le but de la simulation numérique est de présenter un objet de sorte que l'image sur la rétine de l'observateur soit celle présentant les défauts que l'on souhaite simuler. Ceci peut être exprimé par l'expression suivante :

$$\text{Image}_{\text{affichée}} * \text{FEP}_{\text{obs}} = \text{Image}_{\text{originale}} * \text{FEP}_{\text{simu}} \quad (9)$$

Où les étoiles représentent les convolutions. Le résultat du calcul convoluant l'objet ( $\text{Image}_{\text{originale}}$ ) par le filtre ( $\text{FEP}_{\text{simu}}$ ) est l'image rétinienne désirée représentée par la partie droite de l'équation (9). Cependant, si le sujet observe directement cette image « rétinienne » sur l'écran, l'image réellement projetée sur sa rétine sera dégradée une nouvelle fois par l'optique de son œil (i.e. au moins par l'aberration chromatique et la diffraction). Ainsi, l'image finale serait dégradée, non seulement par la simulation, mais également par l'œil du sujet. De fait, une image modifiée doit être présentée à l'écran, comme indiqué dans la partie gauche de l'équation (9). Une possibilité pour compenser cette deuxième dégradation de l'image consiste en la déconvolution de l'image originale par la FEP de l'observateur, afin de compenser la dégradation non souhaitée.

Une des limites de cette méthode apparaît lorsque les aberrations de l'observateur sont plus importantes que celles à simuler. En effet, dans ce cas, l'image originale est améliorée (i.e. déconvolution) de façon plus importante qu'elle n'est dégradée (i.e. convolution) rendant l'image finale théoriquement plus nette qu'elle ne l'était à l'origine. Cependant, l'image originale étant à la base non dégradée, le calcul a ainsi pour effet la création d'artefacts sur la cible, celle-ci étant impossible à améliorer.

Dans nos études, une correction dynamique des aberrations était appliquée, même lors de la condition « contrôle objet », permettant ainsi au filtre de déconvolution d'être le moins aberrant possible et nous libérant en grande partie de cette limitation.

### 4.4 - MESURE DE LA PROFONDEUR DE CHAMP

#### 4.4.1 - Addition des aberrations

Deux méthodes d'addition des aberrations ont été utilisées dans ces travaux et sont représentées en figure (4.5). La première utilisait le miroir déformable afin d'ajouter les

aberrations, en plus d'une correction dynamique des aberrations. Dans ce cas, la sphère était modifiée à l'aide du miroir déformable. En effet, si l'on avait modifié la sphère via le système Badal, elle aurait été mesurée par l'analyseur, et instantanément compensée par le miroir (i.e. même principe que pour l'accommodation). Dans ce cas, nous parlions de condition « contrôle miroir ».

La deuxième méthode utilisait le calcul pour ajouter les aberrations (voir section 4.3). Les images dégradées étaient classées dans un diaporama par proximités croissantes. Le sujet pouvait faire varier la proximité de la cible en changeant la diapositive présentée. Cette condition était appelée condition « contrôle objet ».

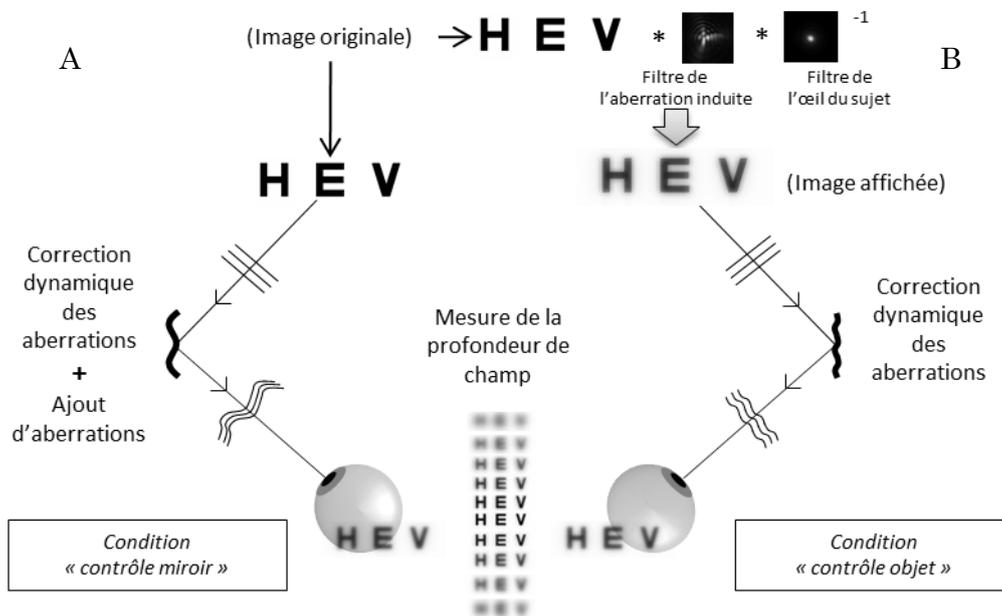


Figure (4.5) - Représentation schématique des deux méthodes de mesure de la profondeur de champ. La partie gauche (A) représente la condition de « contrôle miroir » et la partie droite (B) la condition « contrôle objet ». Les signes \* représentent des convolutions.

#### 4.4.2 - Procédure

Nous avons défini la profondeur de champ comme la zone de vision pour laquelle la cible présentée était encore considérée comme acceptable par le sujet. Cette définition est comparable à « l'objectionable blur » défini précédemment (Atchison et al., 2005). La cible utilisée lors de ces mesures était une ligne de 3 lettres (H, E et V) de 0.4 ou 0.1 logMar. Une lettre d'acuité 0.4 logMar correspond au corps d'une lettre de police « Times New Roman » de 10p, vue à 40cm. Cette police correspond à celle utilisée dans différents journaux (i.e. de 9 à 11 pour le corps de texte).

Tout d'abord, la meilleure sphère subjective (1) de chaque sujet était pré-compensée à l'aide du système Badal. Puis une correction dynamique des aberrations était appliquée, compensant les aberrations des sujets. Une fois les aberrations modulées comme souhaité, le sujet avait la possibilité de faire varier la proximité de la cible en modifiant le terme de sphère par pas de 0.18 D. Cette modification était possible à l'aide d'un pavé numérique.

Les consignes données aux sujets (figure (4.6)) étaient les suivantes : « A l'aide du pavé numérique, vous allez pouvoir faire varier la proximité de la cible jusqu'à ce que la cible atteigne un degré de flou que vous considérerez comme inacceptable dans la vie courante ». L'expérimentateur relevait la valeur de proximité correspondant à la dernière image acceptable (2) puis augmentait la valeur de sphère appliquée au miroir afin de rendre la cible encore plus floue. Le sujet devait alors déterminer la première proximité de la cible rendant sa vision de nouveau acceptable (3). Ces deux valeurs, une fois moyennées, représentaient la première borne de la profondeur de champ (4).

L'expérimentateur replaçait alors le sujet à sa position de départ (1) et la même procédure était exécutée dans la direction opposée de flou. Les deux bornes (2' et 3') ainsi obtenues étaient également moyennées et représentaient la deuxième limite de la profondeur de champ (4').

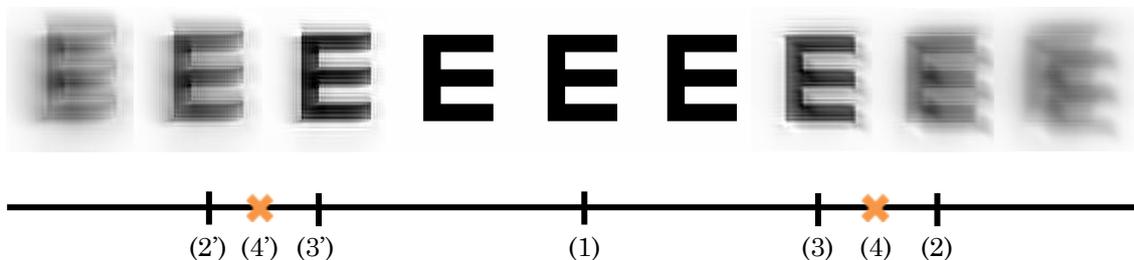


Figure (4.6) – Schéma de principe représentant la méthode de mesure de la profondeur de champ. (1) Meilleure sphère subjective. (2) et (2') Dernière proximité acceptable. (3) et (3') Première proximité acceptable. (4) et (4') Limites de la profondeur de champ.

Cette procédure était répétée 3 fois par condition testée dans un ordre aléatoire et constituait une mesure de profondeur de champ.

## 4.5 - EVALUATION SUBJECTIVE

L'évaluation subjective de la qualité des images a été réalisée en utilisant des échelles graduées continues de 10 cm (figure 4.7). Les échelles étaient accompagnées de termes sémantiques aidant à l'évaluation. Les sujets avaient pour instruction d'inscrire une marque sur l'échelle correspondant à leur évaluation de l'image présentée. Ces échelles sont directement issues des recommandations ITU-R BT 500 (voir section 2.2).

Chaque évaluation consistait en la notation de deux images, l'une dégradée par la ou les aberrations souhaitées (i.e. image testée), l'autre correspondant à la meilleure image du lot d'images présentées (image de référence). Lors de ces travaux, la meilleure image du lot était toujours une image « parfaite », à savoir une image vue par un œil corrigé de ses aberrations, et à travers une pupille de 3 mm. La note finale de l'image testée était égale à la différence entre les distances a et b sur la figure (4.7).

Toutes les conditions étaient testées 3 fois de manière aléatoire.

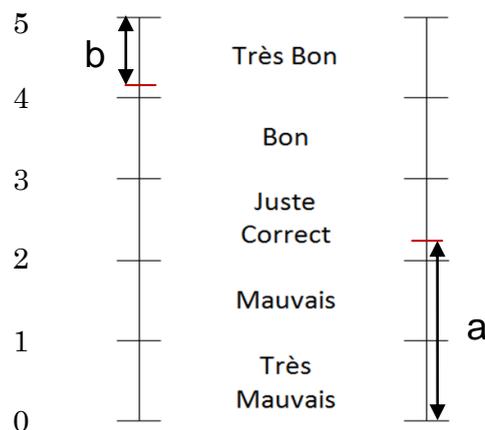


Figure (4.7) - Echelles de notation des images. La première image présentée était notée sur l'échelle de gauche et la seconde sur l'échelle de droite. La note finale était égale à la différence entre la distance a et la distance b.

## 4.6 - CALCUL DES CRITERES DE QUALITE D'IMAGE

Afin de prédire la profondeur de champ et l'évaluation subjective des images, nous avons calculé des critères de qualité d'image à différentes proximités, basés sur une mesure du front d'onde de l'œil dans les différentes conditions d'aberrations testées. Pour ce faire, nous avons utilisé un modèle d'œil numérique précédemment validé (Legras et al. 2004a) et utilisé dans différentes études (Legras & Rouger, 2008a ; Legras et al., 2010 ; Rouger et al., 2010a)

### 4.6.1 - Calcul de la FTM moyenné radialement (rFTM)

La modélisation numérique de la vision centrale (Legras et al. 2004a) que nous avons utilisée incluait une mesure du front d'onde de l'œil. A partir de cette mesure de front d'onde, les FEP monochromatiques étaient calculées pour des longueurs d'onde allant de 400 nm à 700 nm par pas de 20 nm. La FEP polychromatique correspondait à la somme des FEP monochromatiques individuelles ( $FEP(\lambda)$ ) pondérées par le spectre d'émission de l'écran ( $E(\lambda)$ ) et par la sensibilité lumineuse spectrale photopique de l'œil ( $V(\lambda)$ ), définie par la Commission Internationale de l'Éclairage (CIE) en 1924, selon l'équation suivante :

$$\sum_{\lambda}(FEP(\lambda) \times V(\lambda) \times E(\lambda)) \quad (10)$$

Par transformée de Fourier de la FEP polychromatique, la FTM polychromatique bidimensionnelle était calculée. La FTM polychromatique unidimensionnelle était ensuite obtenue en moyennant la FTM bidimensionnelle selon toutes les orientations.

Le modèle d'œil numérique que nous avons utilisé incluait donc les aberrations monochromatiques mais aussi les aberrations chromatiques. Alors que les aberrations monochromatiques, qui présentent des variations interindividuelles substantielles (Porter et al., 2001 ; Guirao et al., 2002) et sont dépendantes du diamètre pupillaire, les aberrations chromatiques, qui varient peu entre les sujets (Atchison & Smith, 2005), étaient issues de modèles numériques basés sur l'expérience (Thibos et al., 1992 ; Rynders et al., 1995).

Les paramètres concernant la détection de l'image par les photorécepteurs rétiniens étaient pris en compte dans notre modèle d'œil. La première étape du processus de détection était incluse dans notre calcul. Elle concernait l'effet Stiles-Crawford, c'est-à-dire l'aspect directionnel de la sensibilité des cônes fovéaux, qui implique que les rayons provenant de la région périphérique de la pupille sont moins efficaces que les rayons provenant du centre de la pupille. D'un point de vue mathématique, l'effet Stiles-Crawford était introduit en multipliant le front d'onde par le facteur suivant (Applegate & Lakshminarayanan, 1993) :

$$t_{SCE}(x, y) = e^{\frac{\rho}{2}[(x-x_{SCE})^2 - (y-y_{SCE})^2]} \quad (11)$$

où  $\rho$  est le facteur d'atténuation ( $\rho = 0.05 \text{ mm}^{-2}$ ) et  $x_{SCE}$  et  $y_{SCE}$  sont les coordonnées du pic de transmission ( $x_{SCE} = 0.4 \text{ mm}$ ,  $y_{SCE} = 0.2 \text{ mm}$ ).

### 4.6.2 - Critères de qualité d'image

Nous avons testé la capacité de 20 critères de qualité d'image, basés sur la rFTM (cf. section 4.6.1) et la rFTO, à prédire la vision subjective. Ces critères de qualité d'images ont été préalablement décrits par Thibos et al. (2004).

- La  $FScFTM$  correspond à la plus grande fréquence spatiale d'intersection (fréquence de coupure) entre la rFTM et la Fonction de Seuil de Contraste Neural ( $FSC_N$ ).

La  $FSC_N$  est définie comme l'inverse de la Fonction de Sensibilité au Contraste Post Rétinienne ( $FSCPR$ ) mesurée par Williams (1985b) et représentée en figure (4.8).

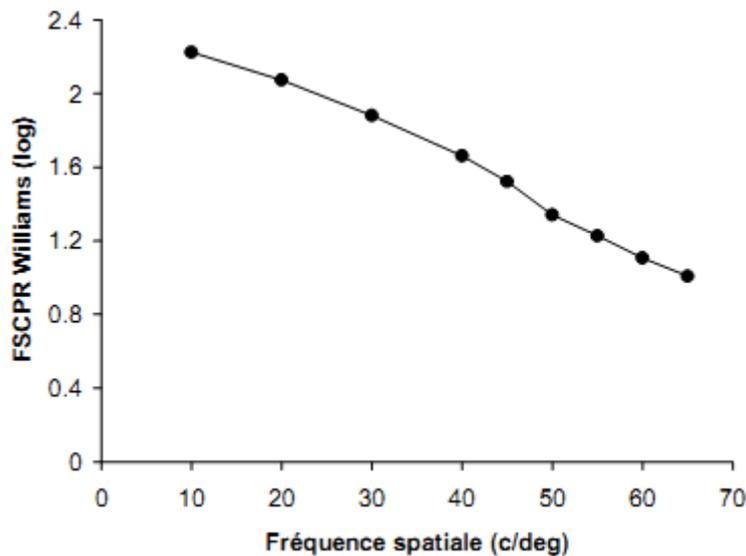


Figure (4.8) - Fonction de sensibilité au contraste post-rétinienne ( $FSCPR$ ), mesurée par interférométrie par Williams (1985b). Les données de 6 sujets ont été moyennées (d'après les données de Williams, 1985b).

- La  $FScFTO$  correspond à la plus petite fréquence spatiale d'intersection entre la rFTO et la  $FSC_N$ .
- A partir de cette fréquence de coupure, il était possible de calculer  $l'ArearFTM$  et  $l'ArearFTO$ , soit l'aire entre les courbes de rFTM (ou rFTO) et la  $FSC_N$  jusqu'à la fréquence de coupure.
- Les rapports de Strehl des aires sous les courbes ( $RSrFTM$ ) entre :
  - ✓ 1 et 60 c/deg ( $RSrFTM_{1-60}$ )
  - ✓ 5 et 25 c/deg ( $RSrFTM_{5-25}$ )
  - ✓ 3 et 12 c/deg ( $RSrFTM_{3-12}$ )
  - ✓ 5 et 15 c/deg ( $RSrFTM_{5-15}$ )

- Les rapports de Strehl des aires sous les courbes, pondérés par la  $FSC_N$  (Strehl Visuel) entre :
  - ✓ 1 et 60 c/deg (SVrFTM<sub>1-60</sub>)
  - ✓ 5 et 25 c/deg (SVrFTM<sub>5-25</sub>)
  - ✓ 3 et 12 c/deg (SVrFTM<sub>3-12</sub>)
  - ✓ 5 et 15 c/deg (SVrFTM<sub>5-15</sub>)

Tous ces critères de qualité d'image sont représentés sur la figure (4.9).

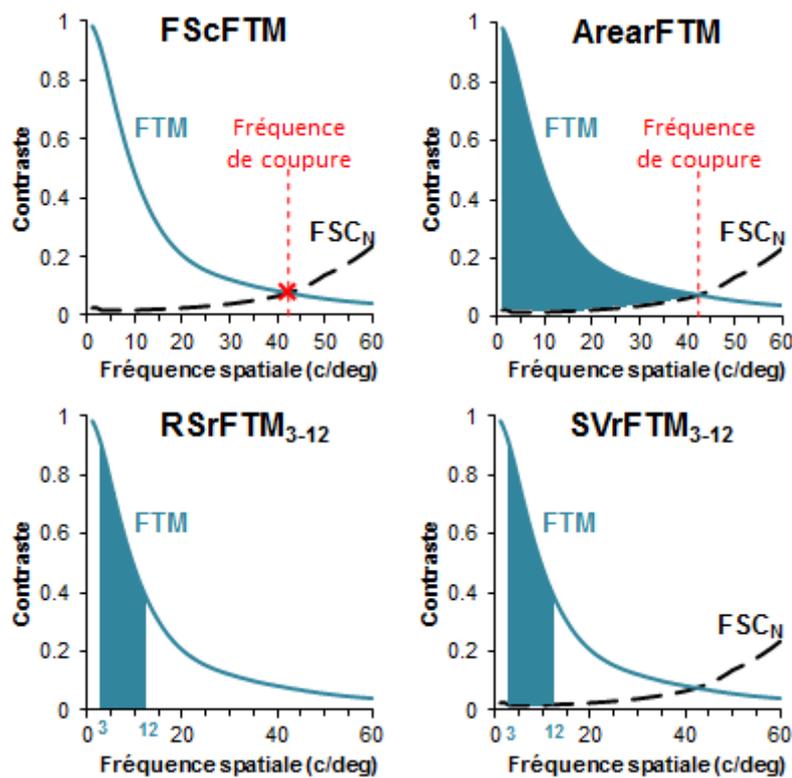


Figure (4.9) – Représentation des différents critères de qualité d'image calculés. Les zones bleues représentent les aires sous ou entre les courbes.

### 4.6.3 - Prédiction de la profondeur de champ

Les critères de qualité d'image cités précédemment étaient calculés à différentes proximités afin d'obtenir une courbe représentant l'évolution du critère en fonction de la proximité. La profondeur de champ prédite pouvait être considérée comme la largeur de cette courbe à un certain niveau. Cependant, il était nécessaire de déterminer ce niveau. Pour ce faire, nous avons mesuré la largeur de chaque courbe de critère de qualité d'image à différents niveaux, par pas de 1% du pic de l'œil nu à 6 mm (i.e. fichier d'aberrations résiduelles typiques). Nous avons ensuite comparé cette largeur de courbe à la profondeur de champ mesurée pour chaque condition et sujets par le biais de la

## Chapitre 4

différence absolue entre les deux valeurs. Le niveau pour lequel la différence absolue (i.e. moyennée pour tous les sujets et toutes les conditions) était la plus faible, était considéré comme le niveau auquel mesurer la profondeur de champ prédite.



# Chapitre 5

## PROFONDEUR DE CHAMP SUBJECTIVE EN PRESENCE D'ABERRATION SPHERIQUE DE 4<sup>EME</sup> ET 6<sup>EME</sup> ORDRE

---

Ce chapitre est basé sur l'article de Bénard Y, López-Gil N et Legras R. *Subjective depth-of-field in presence of fourth- and sixth-order Zernike spherical aberration using adaptive optics technology. J Cat Refract Surg 2010; 36(12): 2129-38.*

### 5.1 - INTRODUCTION

L'objectif de ces travaux était de prédire la vision subjective à l'aide d'un modèle d'œil numérique déjà utilisé (Legras et al., 2004 ; Legras & Rouger, 2008a ; Legras et al., 2010 ; Rouger et al., 2010a). En terme d'optique multifocales, le critère clef, rendant compte de la vision subjective est la profondeur de champ.

Cette dernière a déjà été largement étudiée et l'effet de la pupille, de la taille de la cible et de bien d'autres facteurs (Atchison et al. 1997 ; 2005 ; 2009a) est bien connu. Cependant, peu d'auteurs (Rocha et al. 2009) se sont réellement intéressés à l'effet de l'ajout d'aberrations sur la profondeur de champ subjective.

## 5.2 - METHODE

### 5.2.1 - Méthode générale

Nous avons mesuré la profondeur de champ subjective en utilisant une correction dynamique des aberrations des sujets, puis en y ajoutant différentes quantité d'AS4 et d'AS6 décrites dans la table (5.1). Les conditions d'AS4 seules ont été testées avec une pupille de 3mm et de 6mm, alors que les combinaisons d'AS4 et d'AS6, avec une pupille de 6mm uniquement. La cible était composée de lettres de 0.4 logMar.

Diamètre pupillaire (mm)	AS4 ( $\mu\text{mRMS}$ )	AS6 ( $\mu\text{mRMS}$ )
3 et 6	0	0
3 et 6	0.3	0
3 et 6	-0.3	0
3 et 6	0.6	0
3 et 6	-0.6	0
6	0.3	0.1
6	0.3	-0.1
6	-0.3	0.1
6	-0.3	-0.1

Tableau (5.1) - Récapitulatif des conditions d'aberrations testées. Toutes les conditions d'aberrations ont été induites via le miroir déformable après correction complète des aberrations naturelles des sujets.

La méthode de mesure de la profondeur de champ est détaillée dans la section 4.4.2.

### 5.2.2 - Sujets

Cette étude a été réalisée sur 5 sujets âgés de 20 à 38 ans (moyenne 25.4). Ces sujets avaient une erreur réfractive moyenne comprise entre -1.50 et +5.00 D avec un astigmatisme inférieur à 1.50 D. Le diamètre pupillaire des participants était toujours supérieur à 6 mm, de sorte que la pupille artificielle de l'appareil était toujours la pupille limitante.

Cette étude s'inscrivait dans le cadre de la Déclaration d'Helsinki. Un formulaire de consentement était signé par chaque sujet, après explication verbale et écrite de la nature de l'étude et de ses possibles complications.

## 5.3 - RESULTATS

La figure (5.1) donne l'évolution de la profondeur de champ en fonction de la quantité d'AS4 induite. L'ajout de  $0.6 \mu\text{m}$  d'AS4 augmente la profondeur de champ jusqu'à 2.98 D. Le fait de réduire la taille de la pupille de 6 à 3 mm a réduit l'effet de l'AS4 à une augmentation maximum de 0.31 D. En revanche, le fait d'augmenter la taille de la pupille a augmenté la profondeur de champ de l'œil nu (i.e. sans ajout d'aberrations) d'un facteur 1.14.

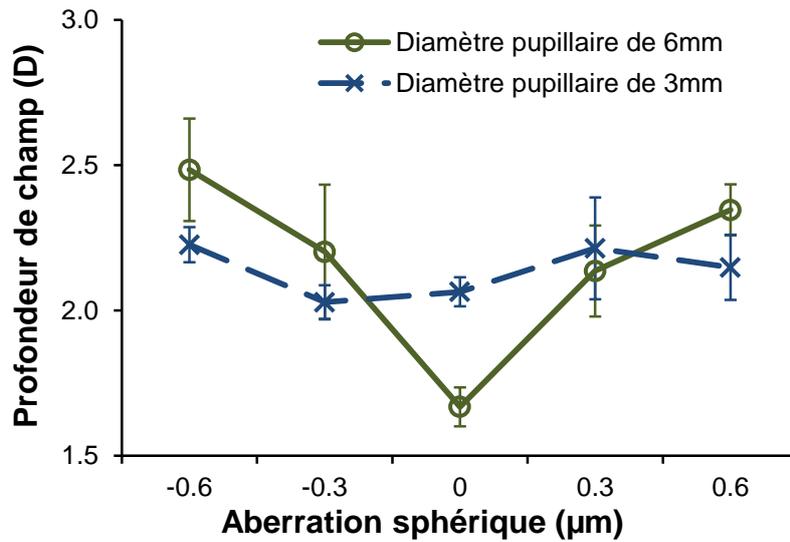


Figure (5.1) – Effet de l'AS4 sur la profondeur de champ subjective. Les valeurs de profondeur de champ pour la pupille de 6 mm sont représentés par les ronds verts et trait continu, et ceux pour la pupille de 3 mm par les croix bleues et traits discontinus.

L'effet de la combinaison d'AS4 et d'AS6 sur la profondeur de champ est résumé dans la figure (5.2). Le fait de combiner ces aberrations a augmenté la profondeur de champ, cependant, l'addition d'AS6 à l'AS4 n'a eu d'effet que si les deux aberrations étaient ajoutées en signes opposés. Si elles avaient le même signe, l'augmentation de la profondeur de champ pouvait même être moindre qu'avec l'AS4 seule.

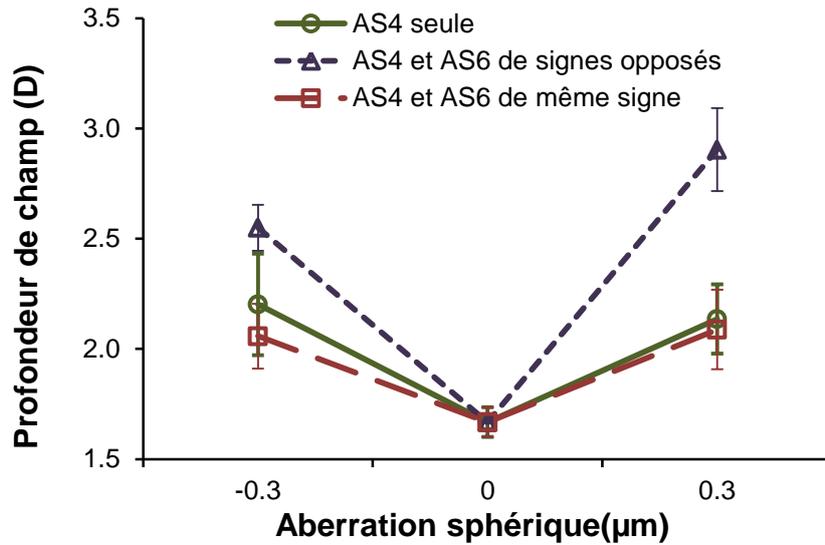


Figure (5.2) – Effet des combinaisons d’AS4 et d’AS6 sur la profondeur de champ subjective pour une pupille de 6 mm. L’effet de l’AS4 seule est représenté en trait vert continu, la combinaison d’AS4 et d’AS6 de signes opposés en traits pointillés bleus, et de même signes en traits discontinus rouges.

Nous avons également mesuré un décalage du centre de la profondeur de champ dans le sens du signe de l’AS4 induite. Ce décalage était de 2 D/μm pour les deux tailles de pupille (figure (5.3)). La figure (5.3) montre également les prédictions de ce décalage pour les différents critères de qualité d’image.

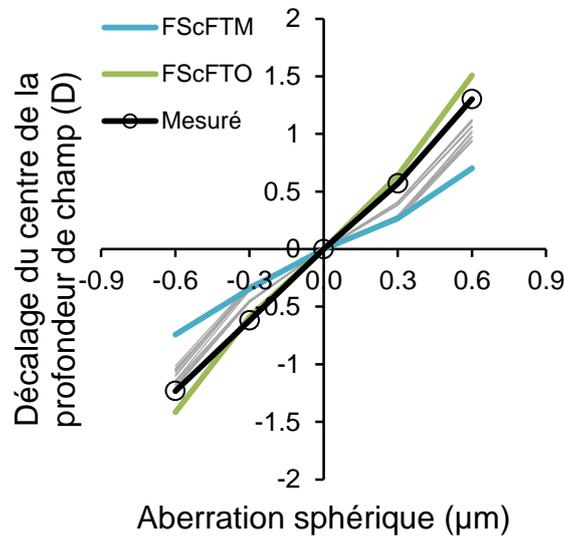


Figure (5.3) – Effet de l’AS4 sur le décalage de la profondeur de champ subjective pour une pupille de 6 mm. Le trait noir représente l’effet mesuré à comparer aux prédictions des différents critères de qualité d’image (traits gris).

## Chapitre 5

Les corrélations et différences absolues entre profondeurs de champ mesurées et profondeurs de champ prédites sont résumées dans la table (5.2). Quel que soit le critère de qualité d'image utilisé, le niveau de corrélation était assez faible ( $R^2 < 0.35$ ). De plus, les différences absolues sont généralement élevées et supérieures à 2 pas de mesures.

Critère de qualité d'image	$R^2$	Différence absolue moyenne	Critère de qualité d'image	$R^2$	Différence absolue moyenne
<b>FScFTM</b>	0.35	0.37	<b>FScFTO</b>	0.33	0.45
<b>RSrFTM<sub>1-60</sub></b>	0.00	0.68	<b>RSrFTO<sub>1-60</sub></b>	0.00	0.78
<b>RSrFTM<sub>5-25</sub></b>	0.09	0.41	<b>RSrFTO<sub>5-25</sub></b>	0.08	0.45
<b>RSrFTM<sub>3-12</sub></b>	0.00	0.49	<b>RSrFTO<sub>3-12</sub></b>	0.01	0.49
<b>RSrFTM<sub>5-15</sub></b>	0.06	0.43	<b>RSrFTO<sub>5-15</sub></b>	0.08	0.44
<b>ArearFTM</b>	0.00	0.64	<b>ArearFTO</b>	0.00	0.71
<b>SVrFTM<sub>1-60</sub></b>	0.00	0.58	<b>SVrFTO<sub>1-60</sub></b>	0.00	0.63
<b>SVrFTM<sub>5-25</sub></b>	0.08	0.53	<b>SVrFTO<sub>5-25</sub></b>	0.08	0.45
<b>SVrFTM<sub>3-12</sub></b>	0.00	0.49	<b>SVrFTO<sub>3-12</sub></b>	0.01	0.49
<b>SVrFTM<sub>5-15</sub></b>	0.05	0.44	<b>SVrFTO<sub>5-15</sub></b>	0.07	0.45

Tableau (5.2) – Récapitulatif des corrélations et différences absolues moyennes entre profondeurs de champ calculées et mesurées.

La figure (5.4) montre la corrélation et la représentation Bland-Altman entre les profondeurs de champ mesurées et prédites pour la FScFTM et la RSrFTM<sub>5-15</sub>, pour exemple. La corrélation pour le premier est de 0.35 et de 0.06 pour le second. De plus la limite de concordance (i.e. 95% de la population), qui correspond à 1,96 fois l'écart-type des différences entre la profondeur de champ mesurée et prédite, est de 0.82 D et 0.98 D, soit 4 à 5 fois le pas de mesure.

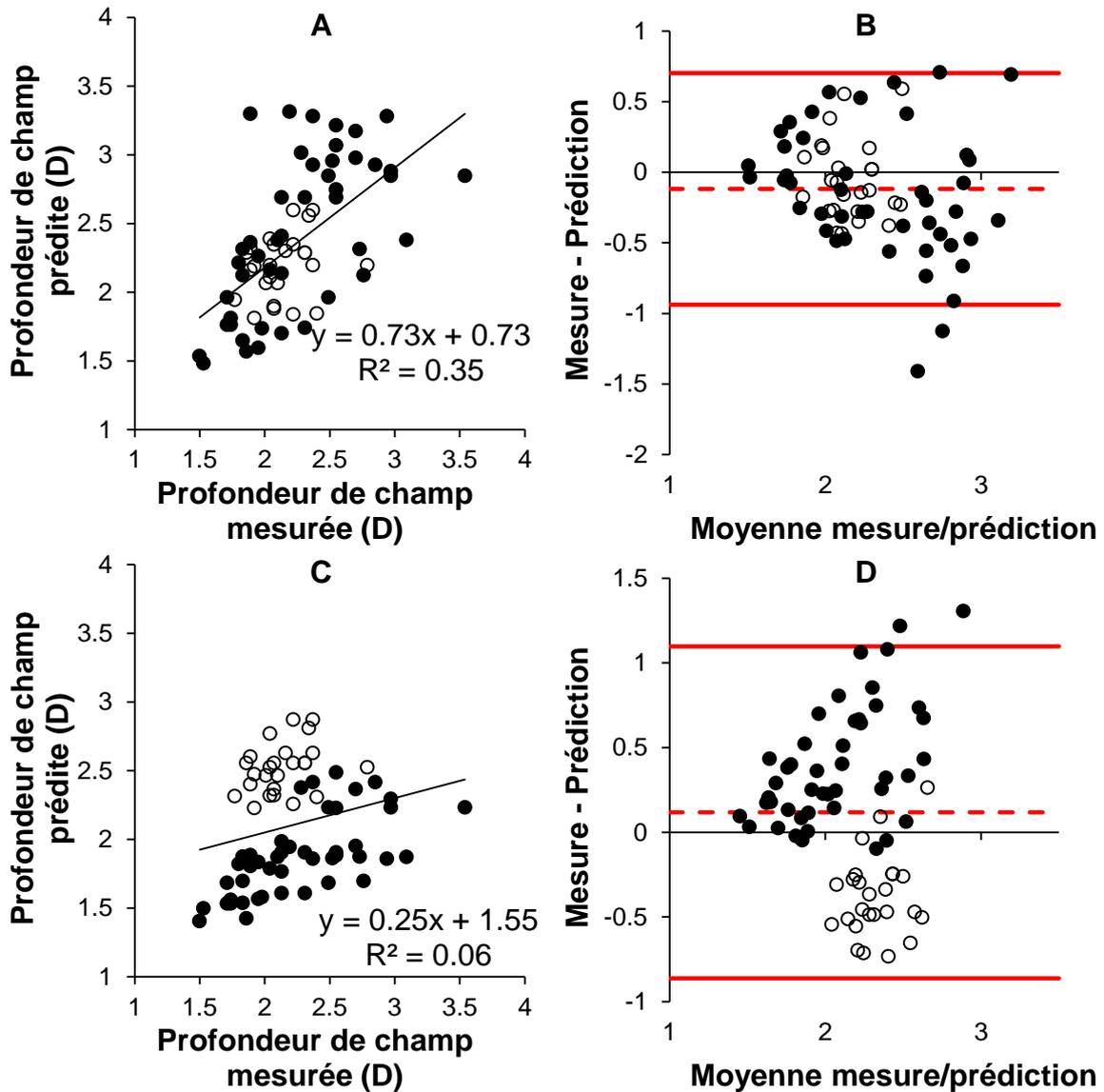


Figure (5.4) – Corrélation entre profondeurs de champ mesurée et prédite pour les critères de qualité d’image FScFTM (A) et RSrFTM<sub>5-15</sub> (C) et représentation Bland-Altman pour les mêmes critères de qualité d’image (B et D).

Nous avons également calculé la différence absolue moyenne entre les centres des profondeurs de champ mesurées et prédites à l’aide des 20 critères de qualité d’image. Le centre de la profondeur de champ ne correspond cependant pas forcément à la meilleure image. Cette moyenne absolue variait de 0.13 à 0.22 D et l’écart-type de 0.11 à 0.17 D (figure (5.5)).

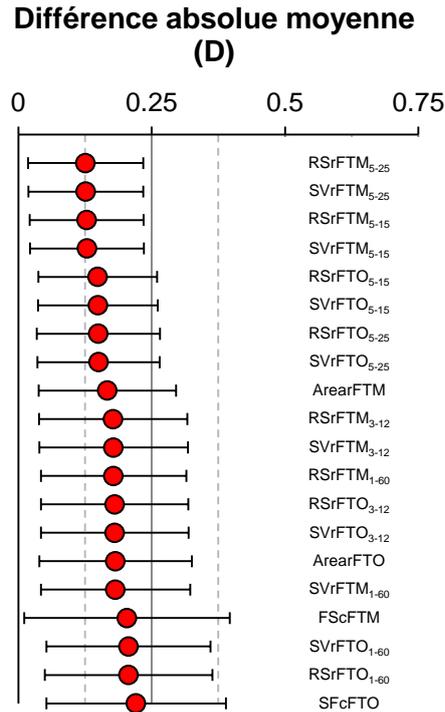


Figure (5.5) – Différences absolues moyenne entre les centres des profondeurs de champ mesurées et prédites pour les différents critères de qualité d'image. Les barres d'erreur représentent les écarts-type.

## 5.4 - DISCUSSION

Nous avons mesuré une profondeur de champ subjective de l'œil nu de 1.67 D pour une pupille de 6 mm, ce qui est légèrement plus grand que les résultats d'Atchison et al. (2009a) pour le critère d'objectionable blur (i.e. 1.43 D). Il n'est cependant pas surprenant d'observer de telles variations entre des études, incluant un faible nombre de sujets comme celles-ci avec un critère de flou assez variable. Les valeurs mesurées à 3 mm sont en revanche comparables (i.e. 2.06 D et 2.05 D respectivement).

Dans cette étude, nous avons mesuré un effet de l'augmentation de la pupille de 3 à 6 mm de 1.19. Ce résultat est proche des facteurs 1.15 et 1.30 trouvés précédemment par Atchison et al. (2005, 2009a), dans les mêmes conditions de mesures.

La profondeur de champ subjective a augmenté d'un facteur 1.30 et 1.45 avec l'ajout de 0.3  $\mu\text{m}$  et 0.6  $\mu\text{m}$  d'AS4. Rocha et al. (2009) ont mesuré, pour les mêmes valeurs d'AS4 une augmentation d'un facteur 1.31 et 1.62. Bien que la méthode ait été différente, entraînant des valeurs de profondeurs de champ bien plus importantes (e.g. 3.7 D de profondeur de champ pour l'œil nu), l'effet de l'AS4 sur la profondeur de champ reste

comparable. En utilisant un critère absolu, comme celui de Rocha et al. (2009) (i.e. acuité visuelle de 20/50 ou plus) ou le nôtre (i.e. vision acceptable), il semble clair qu'il existe un niveau d'AS4 optimal pour mesurer la profondeur de champ. En fait, on sait déjà que le pic de performance diminue avec l'ajout d'AS4 (Rocha et al., 2007 ; Piers et al., 2007, Rouger et al., 2010a), impliquant que même si la courbe d'évolution des performances avec la proximité est élargie, en deçà d'un certain niveau, il n'y a plus de profondeur de champ mesurable.

A notre connaissance, aucune étude expérimentale n'a exploré l'effet de l'AS4 combinée à l'AS6 sur la profondeur de champ. Comme le montre la figure (5.2), l'ajout d'AS6 à l'AS4 a un impact différent sur la profondeur de champ en fonction du signe de ces deux aberrations. Le fait d'ajouter de l'AS6 et de l'AS4 de même signe, n'a pas plus augmenté la profondeur de champ que l'AS4 seule. En revanche, lorsque le signe de l'AS4 et de l'AS6 étaient opposés, la profondeur de champ a grandement augmenté, jusqu'à un maximum de 2.90 D (i.e. facteur 1.74). Ainsi, si l'ajout de quantités croissantes d'AS4 semble augmenter la profondeur de champ, la simple combinaison d'AS4 et d'AS6, en moindre quantité, permettrait de l'augmenter tout autant. Un compromis entre qualité d'image et largeur de la profondeur de champ est toutefois à conserver. Une profondeur de champ de 2.50 D permettrait théoriquement de couvrir une zone de vision acceptable de 40 cm à l'infini, mais diminuerait tout de même la qualité de l'image à toute distance. Augmenter cette profondeur de champ aurait tendance à dégrader encore plus la vision.

Nous avons mesuré que l'ajout d'AS4 a induit un décalage du centre de la profondeur de champ dans la direction du signe de l'AS4 induite. La valeur du décalage est d'environ deux fois la valeur d'AS4 induite en microns (figure (5.3)). Rocha et al. (2009) avaient déjà trouvé un décalage de 2.6 D/ $\mu\text{m}$  d'AS4 induite pour une pupille de 5 mm.

En ajoutant de l'AS4 définie en Zernike, un terme de sphère (correspondant à  $r^2$ ) qui minimise le RMS est induit, comme le montre l'équation (12).

$$W_4^0 = a_4^0 \sqrt{5} [6(r/r_0)^4 - 6(r/r_0)^2 + 1] \quad (12)$$

On obtient ainsi un décalage théorique (qui minimise le RMS) de 2.98 D/ $\mu\text{m}$  pour une pupille de 6 mm. Le centre de la profondeur de champ semble donc se trouver entre la focalisation paraxiale (Seidel) et la focalisation qui minimise le RMS (Zernike), comme précédemment observé (Guirao et al., 2002 ; Cheng et al., 2004 ; Thibos et al., 2004).

Comme indiqué par Cheng et al. (2010) dans une étude récente, il peut être remarqué que le décalage de réfraction est celui qui fournit la plus large aire de pupille pour laquelle la valeur du front d'onde en  $\mu\text{mPV}$  est  $\lambda/4$ . La figure (5.6) représente plusieurs fronts d'onde correspondant à  $0.3 \mu\text{m}$  d'AS4 combinée à  $\pm 0.1 \mu\text{m}$  d'AS6 et la réfraction trouvée expérimentalement.

Ces valeurs de décalage produisent également un aplanissement du front d'onde, AS4+AS6+Def(0.55D) et AS4-AS6+Def(0.61D) correspondant aux fronts d'onde expérimentaux, qui sont plus plats que les courbes correspondant à AS4+AS6 et AS4-AS6, respectivement. En revanche, l'ajout de 1.6 D à la combinaison AS4-AS6 induit un plus grand aplanissement du front d'onde que 0.61 D (figure (5.6)). Une sphère de 1.6 D et 0.19 D (également montré sur la figure (5.6)) correspondraient à la réfraction Seidel pour les conditions AS4-AS6 et AS4+AS6.

L'aplanissement du front d'onde dans la plus grande aire pupillaire centrale pourrait jouer un rôle dans la réfraction, sans pour autant être le seul facteur à prendre en compte.

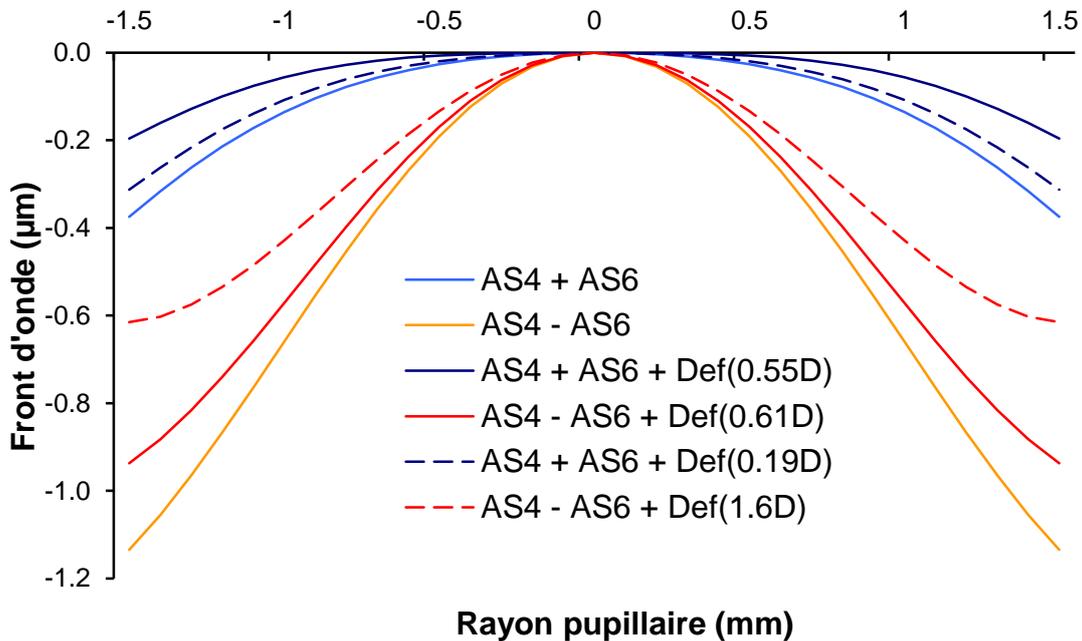


Figure (5.6) – Profils de front d'onde pour une pupille de 6 mm en présence de différentes combinaisons de sphère (Def), d'AS4 et d'AS6.

Les rayons périphériques présentent une déviation plus importante en regard des rayons centraux (du fait de la grande quantité d'aberrations à proximité des bords de la pupille), et ne semblent pas jouer un rôle majeur dans la réfraction finale. Les raisons de cette

préférence sont encore méconnues mais ne semblent pas avoir une origine rétinienne (comme l'effet Stiles-Crawford) car dans l'étude de Cheng et al. (2010), les auteurs ont trouvé les mêmes résultats en utilisant des images dégradées par le calcul plutôt que d'induire les dégradations en faisant varier l'optique.

Il était possible de prédire le décalage du centre de la profondeur de champ à l'aide de critères de qualité d'image (figure (5.5)). En effet, la valeur absolue de la différence entre les centres prédits et mesurés variait de  $1/8 D$  à  $1/4 D$  en fonction du critère de qualité d'image. Les critères les plus précis (i.e. basés sur l'aire sous la courbe de FTM ou de la FTO entre 5 et 15 c/deg ou 5 et 25 c/deg) étaient également les moins variant (i.e. écart type plus faible). Thibos et al. (2004) ont trouvé une différence entre réfraction subjective et sphère optimale mesurée sur des critères de qualité d'image en fonction de la proximité allant de  $-0.25$  à  $0.50 D$ , quand nous avons mesuré une variation de  $-0.02$  à  $0.06 D$ . Cette différence de valeurs peut être expliquée par le nombre plus faible de sujets dans notre étude (i.e. 5 yeux contre 200), mais aussi par la différence de méthodologie. En effet, Thibos et al. (2004) ont mesuré la réfraction en utilisant un pas de  $0.25 D$  via une méthode clinique traditionnelle lorsque nous l'avons déterminé à partir de la profondeur de champ (i.e. centre de la profondeur de champ) mesurée en conditions extrêmement contrôlées.

En revanche, aucun des 20 critères de qualité d'image utilisés n'ont permis de prédire directement la profondeur de champ subjective ( $R^2 < 0.35$ ). Yi et al. (2010) ont exploré la capacité de la SVFTO à prédire la profondeur de champ de l'œil nu basée sur le flou juste détectable. Les auteurs n'ont pas comparé directement la mesure aux prédictions mais ont proposé de mesurer la profondeur de champ basée sur les critères de qualité d'image à un niveau dérivé de la quantité d'aberrations d'ordre supérieur (i.e. RMS), sur la courbe d'évolution des critères de qualité d'image en fonction de la proximité. Ils ont obtenu un  $R^2$  de 0.77 pour une pupille de 5 mm qui a chuté à 0.38 pour une pupille de 3.5 mm. Bien que la corrélation soit bonne pour une pupille de 5 mm, ce résultat signifierait que le niveau de mesure serait fonction de la taille de la pupille, alors que les critères de qualité d'image tiennent déjà compte de la variation du diamètre pupillaire. De plus, la mesure des aberrations individuelles a été utilisée aussi bien pour le calcul des courbes que pour choisir le niveau auquel la profondeur de champ devrait être mesurée.

Une autre manière de mesurer la profondeur de champ est de déterminer la largeur de la courbe d'évolution des performances visuelles avec la proximité, à un certain niveau. La capacité des critères de qualité d'image à prédire ces performances visuelles a déjà

été démontrée par Legras et al. (2010) et Rouger et al. (2010a), impliquant qu'il serait possible de prédire la profondeur de champ à partir de ces courbes. Cependant, les performances visuelles ne doivent pas être considérées comme la vision subjective, qui requiert plus que la simple reconnaissance et/ou détection d'un motif.

En mesurant la profondeur de champ subjective dans certaines conditions d'aberrations, les sujets ont reporté une différence dans l'apparence de la dernière image acceptable des flous positif et négatif. Cette différence est principalement apparue lors de l'introduction d'AS4 et d'AS4 combinée à de l'AS6 en signes opposés. La table (5.3) montre les images calculées aux proximités correspondant aux limites de la profondeur de champ de l'œil nu et lors de l'addition de 0.3  $\mu\text{m}$  d'AS4.

	Dernière image acceptable en présence de sphère négative	Dernière image acceptable en présence de sphère positive
Œil nu		
	0.078*      0.042†	0.063*      0.023†
0.3 $\mu\text{m}$ d'AS4		
	0.092*      0.074†	0.033*      0.020†

Tableau (5.3) – Comparaison des dernières images acceptables et de leurs valeurs de SVrFTM (\*) et SVrFTO (†) pour 2 des conditions d'aberrations testées.

L'apparence des dernières images acceptables positives et négatives de l'œil nu est globalement similaire. En revanche, lors de l'introduction de 0.3  $\mu\text{m}$  d'AS4, leur apparence est différente. La limite positive montre nettement une perte de contraste de la cible mais pas de netteté. En guise d'exemple, nous avons calculé les valeurs de SVrFTM<sub>5-15</sub> et de SVrFTO<sub>5-15</sub>. Les valeurs des critères de qualité d'image basés sur la FTM et la FTO calculés aux limites positives et négatives de profondeur de champ sont relativement comparables pour l'œil nu. Cependant, les valeurs des critères de qualité d'image calculées aux bornes positives et négatives de la profondeur de champ sont différentes. Les critères de qualité d'image basés sur la FTO sont censés rendre compte de l'effet de déphasages de l'image et auraient donc du pouvoir prédire aussi bien la

## Chapitre 5

perte de netteté que la perte de contraste. Cette asymétrie peut s'expliquer par la différence entre les FEP lorsqu'un terme de sphère positif ou négatif est ajouté à une aberration à symétrie de révolution comme l'aberration sphérique (López-Gil et al., 2007). La valeur positive du critère de qualité d'image est largement inférieure à la négative, expliquant pourquoi il n'a pas été possible de prédire la profondeur de champ subjective à partir des courbes de critères de qualité d'image en fonction de la proximité.

# Chapitre 6

## PROFONDEUR DE CHAMP MESUREE EN PRESENCE D'ABERRATIONS INDUITES PAR LE BIAIS DE L'OPTIQUE OU DE LA SIMULATION NUMERIQUE

---

Ce chapitre est basé sur l'article de Legras R, López-Gil N et Bénard Y. *Subjective depth-of-focus measured using adaptive optics and simulated objects in presence of coma and spherical aberration*, soumis au Journal of Cataract and Refractive Surgery en 2011 (1<sup>ère</sup> revision envoyée). Il a également donné lieu à un poster à l'ARVO 2010: Legras R, Bénard Y. *Comparison between subjective Depth-of-focus using AO and simulated images in presence of various monochromatic aberrations*. Poster #3963.

### 6.1 - INTRODUCTION

Nous avons précédemment échoué dans la prédiction de la profondeur de champ à l'aide de critères de qualité d'images (cf. chapitre 5). Deux raisons sont possibles pour expliquer cet échec :

- Le modèle d'œil utilisé ne rend pas bien compte de l'optique
- La vision subjective, en termes de profondeur de champ est difficilement prédictible du fait de la nature même de celle-ci.

Avec les critères de qualité d'image, l'ensemble du processus visuel doit être pris en compte, de la simulation de l'image rétinienne, jusqu'au traitement de cette image par le cortex visuel amenant à la décision subjective d'acceptabilité ou non de la qualité de l'image. La méthode qui consiste à présenter des images simulées à un observateur est moins exigeante puisque seule l'optique de l'œil est simulée. Si, avec cette dernière

méthode, nous sommes capables de retrouver les mêmes résultats qu’avec une optique réelle, c’est que le modèle d’œil numérique est valide, mais que la prise en compte de la subjectivité liée à la mesure de la profondeur de champ n’est pas possible avec des critères de qualité d’image.

Nous avons ainsi mesuré la profondeur de champ subjective, définie comme la zone de vision acceptable, en présence d’aberrations. Les mesures étaient réalisées en introduisant les aberrations via le miroir déformable, le sujet observant alors la cible originale non dégradée (condition « contrôle miroir») ou en présentant au sujet des images dégradées par le calcul (condition « contrôle objet») après compensation de ses aberrations. Si les profondeurs de champ mesurées avec les conditions « contrôle miroir » et « contrôle objet » différaient, la conclusion serait que l’échec viendrait du modèle d’œil numérique, qui ne pourrait pas rendre compte de l’optique présentée à l’œil. Dans le cas inverse, l’échec de la prédiction viendrait du fait que le modèle d’œil n’est pas capable de rendre compte de la subjectivité intervenant dans la mesure de la profondeur de champ. Nous avons également comparé l’effet de l’AS4 à celui de la coma sur la profondeur de champ subjective.

## 6.2 - METHODE

### 6.2.1 - Méthode générale

Nous avons mesuré la profondeur de champ de 4 sujets dans différentes conditions d’aberrations (i.e. AS4 et coma verticale) résumées dans le tableau (6.1).

Condition	Aberration induite	Diamètre pupillaire (mm)
<b>ON3</b>	Aucune	3
<b>ON6</b>	Aucune	6
<b>0.3 AS4</b>	0.3 $\mu\text{m}$ d’AS4 ( $Z_4^0$ )	6
<b>0.6 AS4</b>	0.6 $\mu\text{m}$ d’AS4 ( $Z_4^0$ )	6
<b>0.3 Coma</b>	0.3 $\mu\text{m}$ de coma verticale ( $Z_3^{-1}$ )	6
<b>0.6 Coma</b>	0.6 $\mu\text{m}$ de coma verticale ( $Z_3^{-1}$ )	6

Tableau (6.1) – Conditions d’aberrations induites. Durant l’étude, les aberrations des sujets étaient en permanence corrigées dynamiquement.

Nous avons utilisé deux conditions d'ajout d'aberrations différentes que sont les conditions « contrôle miroir » et « contrôle objet » détaillées en section 4.4.1. Dans tous les cas, les aberrations des sujets étaient compensées dynamiquement à l'aide du système d'optique adaptative.

La procédure détaillée de mesure de la profondeur de champ dans les deux conditions de mesure est détaillée en section 4.4.2.

Nous avons mesuré les profondeurs de champ des sujets pour 2 tailles de lettres : 0.1 logMar et 0.4 logMar, la cible étant toujours composée de 3 lettres noires (H, E et V) fort contraste.

### 6.2.2 - Sujets

Cette étude a été réalisée sur 4 sujets âgés de 22 à 38 ans (moyenne 28.5). Le détail de l'amétropie des sujets est donné en table (6.2). Deux des sujets (sujet 1 et 2) pouvaient être considérés comme expérimentés dans les tests psychophysiques, en comparaison des deux autres. Le diamètre pupillaire des participants, dans les conditions de l'expérimentation, était toujours supérieur à 6 mm, de sorte que la pupille artificielle de l'appareil était toujours la pupille limitante.

	Age	Erreur réfractive
<b>Sujet 1</b>	38	+0.75 (-0.50) <sub>25°</sub>
<b>Sujet 2</b>	27	+5.00 (-1.50) <sub>110°</sub>
<b>Sujet 3</b>	23	+1.00
<b>Sujet 4</b>	23	+0.50

Tableau (6.2) – Âge et réfraction des sujets. Les sujets 1 et 2 étaient des sujets expérimentés.

Cette étude s'inscrivait dans le cadre de la Déclaration d'Helsinki. Un formulaire de consentement était signé par chaque sujet, après explication verbale et écrite de la nature de l'étude et de ses possibles complications.

## 6.3 - RESULTATS

Les profondeurs de champ mesurées dans toutes les conditions sont résumées dans la table (6.3). Celles-ci allaient de 0.93 D pour l'œil nu sur une cible de 0.1 logMar à 2.19 D dans le cas de l'ajout de 0.6  $\mu\text{m}$  de coma sur une cible de 0.4 logMar.

Taille de lettre	« Contrôle miroir »		« Contrôle objet »	
	0.4 logMar	0.1 logMar	0.4 logMar	0.1 logMar
<b>NE3</b>	1.35±0.16	1.10±0.14	1.32±0.19	0.93±0.09
<b>NE6</b>	1.85±0.04	1.32±0.08	1.86±0.04	1.21±0.04
<b>0.3 SA4</b>	1.96±0.12	1.26±0.12	1.82±0.12	1.10±0.09
<b>0.6 SA4</b>	2.06±0.12	1.25±0.21	2.07±0.16	1.08±0.18
<b>0.3 Coma</b>	1.68±0.20	1.16±0.15	1.80±0.22	1.08±0.15
<b>0.6 Coma</b>	2.16±0.13	1.30±0.05	2.19±0.22	1.36±0.06

Tableau (6.3) – Profondeur de champ moyennes mesurées pour 4 sujets pour chaque condition d'aberration et taille de lettre dans les conditions « contrôle miroir » et « contrôle objet » (moyenne ± écart-type)

La figure (6.2) montre l'effet de la taille de la pupille, de la taille de la lettre, de l'AS4 et de la coma verticale. Dans les figures (6.2.A), (6.2.C) et (6.2.D), les lignes en traits pleins représentent les mesures réalisées en condition « contrôle miroir » et les traits pointillés en condition « contrôle objet ». La figure (6.2.B) compare également l'effet de la taille des lettres que nous avons mesuré (traits pleins) à celui précédemment mesuré par Atchison et al. (2009a) (traits pointillés) pour deux tailles de pupilles.

Augmenter la taille de la pupille de 3 mm à 6 mm a réduit la profondeur de champ de l'œil nu d'un facteur 1.30 environ. Réduire la taille de la lettre de 0.4 logMar à 0.1 logMar à réduit la profondeur de champ d'un facteur 1.19 pour une pupille de 6 mm et 1.28 à 3 mm. La profondeur de champ subjective a été augmenté lors de l'ajout de 0.3 et 0.6  $\mu\text{m}$  d'AS4 d'un facteur 1.45 et 1.53, et d'un facteur 1.31 et 1.62 en remplaçant l'AS4 par de la coma dans les mêmes quantités.

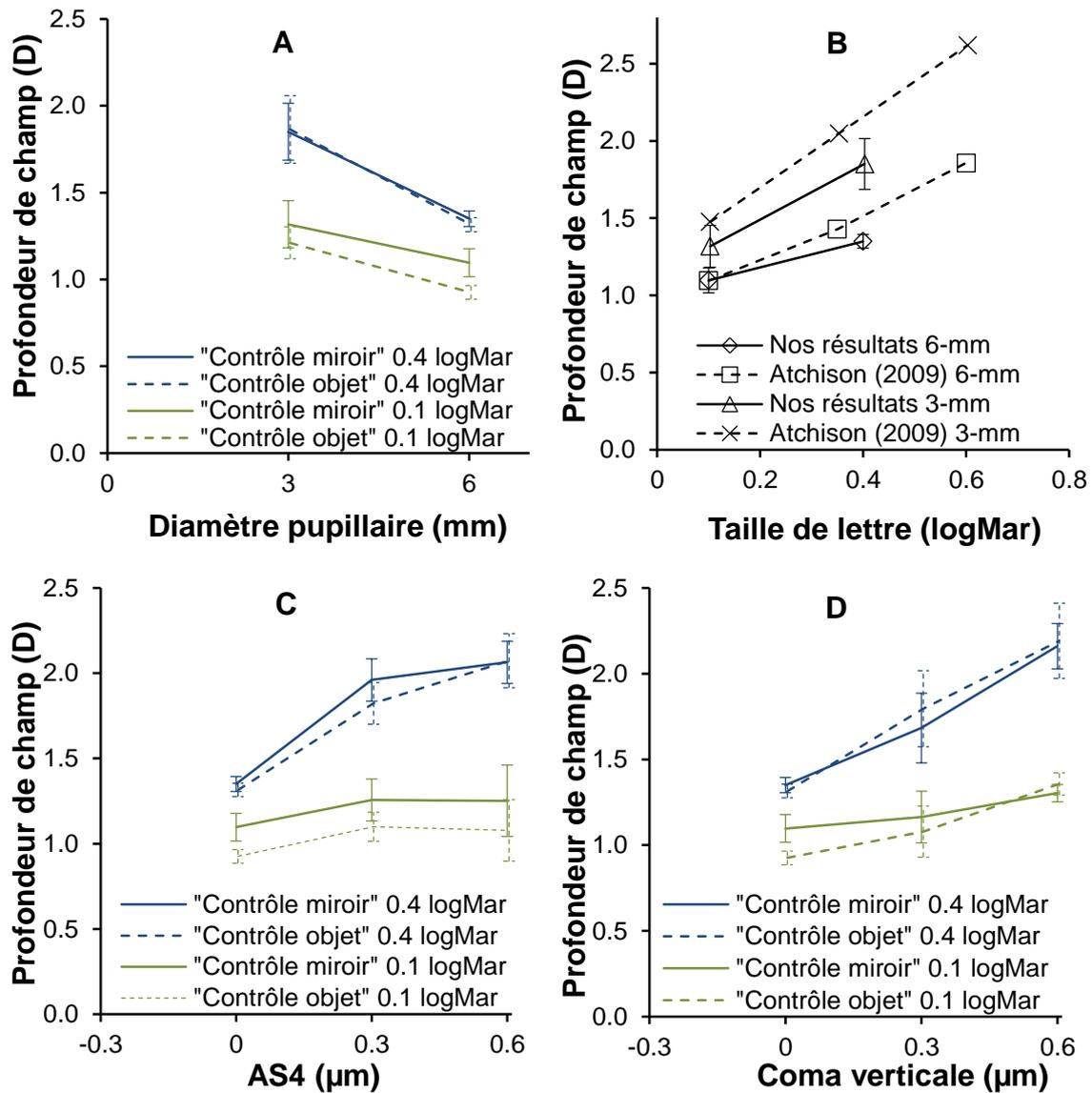


Figure (6.2) – Effet du diamètre pupillaire (A), de l'ajout d'AS4 (C) et de coma veticale (D) sur la profondeur de champ dans les conditions « contrôle miroir » (trait plein) et « contrôle objet » (trait pointillé) pour les deux tailles de lettres testées. (B) Effet de la taille de la cible sur la profondeur de champ et comparaison aux résultats d'Atchison et al. (2009a). Les barres d'erreurs représentent des erreurs-types.

La figure (6.3) montre la corrélation (A) ( $R^2 = 0.88$ ) et la représentation Bland-Altman (B) entre les mesures réalisées en condition « contrôle miroir » ou « contrôle objet ».

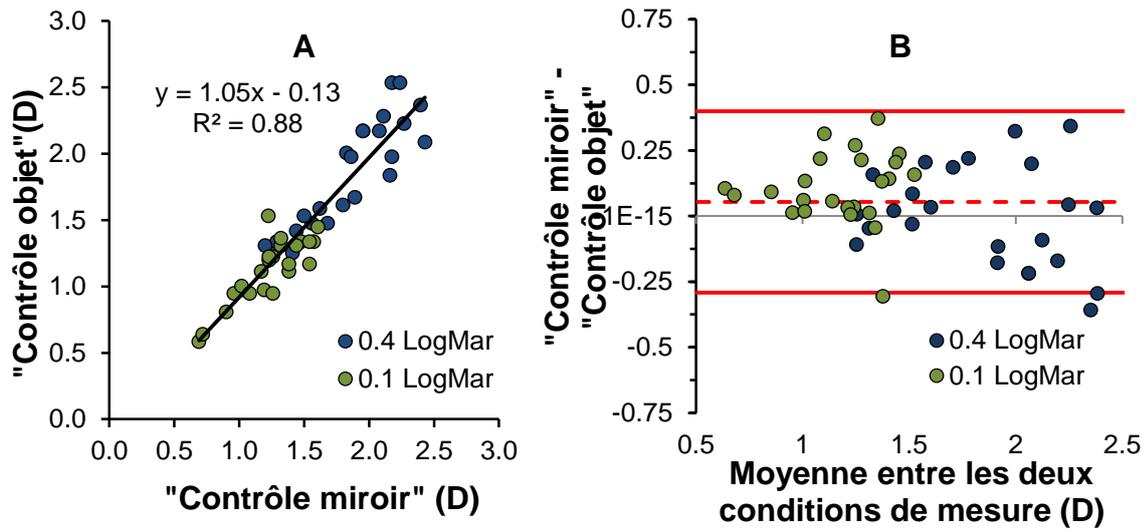


Figure (6.3) – (A) Corrélation entre les profondeurs de champ mesurées en conditions « contrôle miroir » et « contrôle objet ». (B) Représentation Bland-Altman relatant la différence entre les résultats dans les deux conditions de mesures en fonction de leur moyenne.

Nous avons également mesuré un décalage du centre de la profondeur de champ de  $2.06 \text{ D}/\mu\text{m}$  d'AS4 induite en condition « contrôle miroir » et de  $2.09 \text{ D}/\mu\text{m}$  en condition « contrôle objet » (figure (6.4)). Ce décalage était le même avec les deux tailles de lettres utilisées.

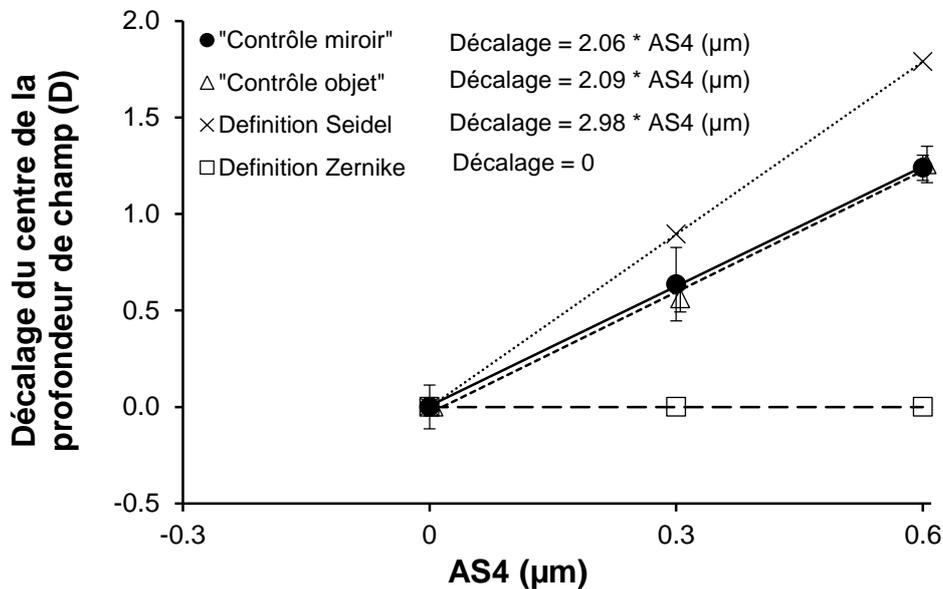


Figure (6.4) – Effet de l'AS4 sur le centre de la profondeur de champ (qui ne correspond pas forcément à la proximité de meilleure vision) pour une pupille de 6 mm de diamètre.

Nous avons obtenu une corrélation maximum pour la RSrFTM<sub>5-15</sub> ( $R^2 = 0.47$ ) entre les profondeurs de champs prédites et les profondeurs de champs mesurées pour une cible de 0.4 logMar. En revanche, aucun des critères de qualité d'image utilisé n'a permis d'obtenir une corrélation supérieure à 0.07 pour une cible de 0.1 logMar (figure (6.5) A et B).

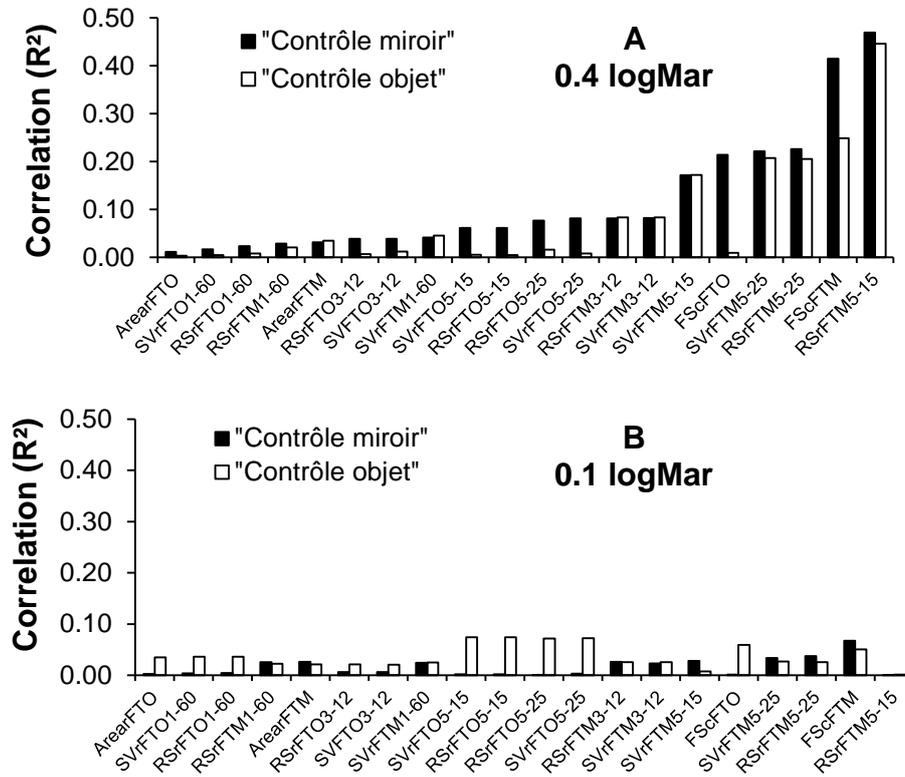


Figure (6.5) – Corrélations entre mesures et prédictions pour une cible de 0.4 logMar (A) et 0.1 logMar (B).

Les moyennes des différences absolues les plus faibles correspondaient aux critères de qualité d'image donnant les meilleures corrélations. La différence absolue moyenne la plus faible était de 0.26 D, soit légèrement supérieure à un pas de mesure (figure (6.6)).

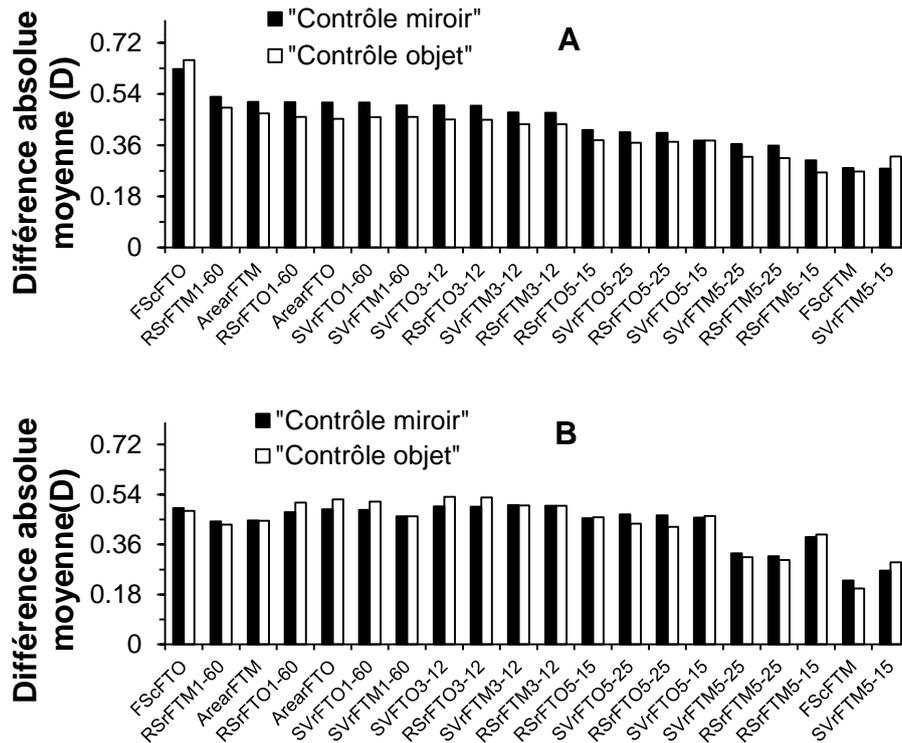


Figure (6.6) – Moyenne des différences absolues entre mesures et prédictions pour une cible de 0.4 logMar (A) et 0.1 logMar (B).

La figure (6.7) donne un exemple de la corrélation pour le même critère de qualité d'image (i.e. RSrFTM<sub>5-15</sub>) mais pour les deux cibles différentes. Si la corrélation est correcte pour la cible de 0.4 logMar, elle chute pour celle de 0.1 logMar, aussi bien en condition « contrôle miroir » que « contrôle objet ».

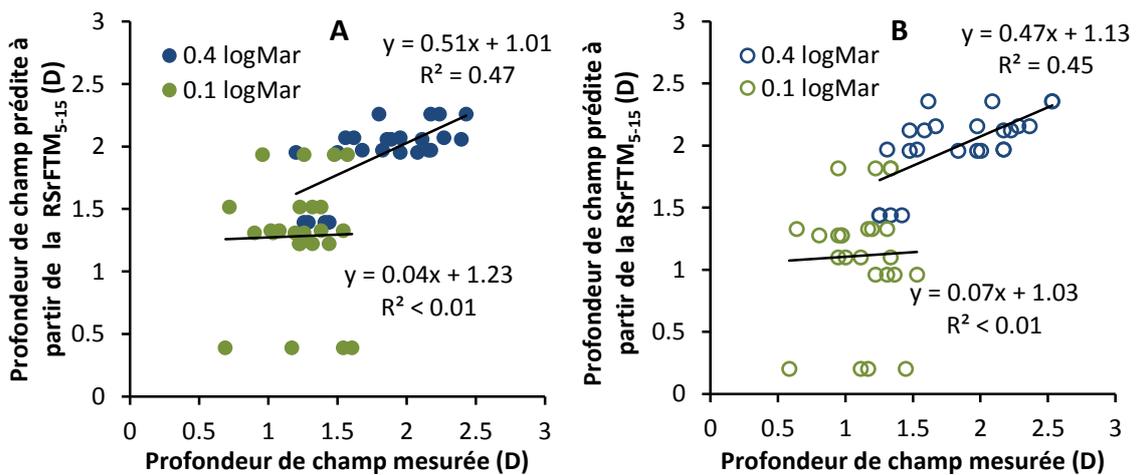


Figure (6.7) – Corrélation entre la profondeur de champ mesurée et la profondeur de champ prédite à partir de la RSrFTM<sub>5-15</sub> pour la condition « contrôle miroir » (A) et « contrôle objet » (B)

## 6.4 - DISCUSSION

En utilisant une cible de 0.4 logMar et en corrigeant les aberrations d'ordre supérieur des sujets (i.e. œil nu), la profondeur de champ subjective des 4 sujets était en moyenne de 1.35 D pour une pupille de 6 mm et 1.85 D pour une pupille de 3 mm. Ces valeurs sont comparables à des mesures précédemment réalisées dans des conditions d'expérimentations similaires (Atchison et al. 2005 ; 2009a). En effet, Atchison et al. (2009a) ont mesuré une profondeur de champ de 1.43 D pour un diamètre pupillaire de 6 mm qui passe à 2.05 D pour une pupille de 3 mm, pour une cible de 0.35 logMar. Nous avons également trouvé dans l'étude précédente une profondeur de champ variant de 1.67 à 2.06 D pour les mêmes diamètres pupillaires. Ainsi, augmenter la taille de pupille de 3 mm à 6 mm a réduit la profondeur de champ subjective d'un facteur 1.27 dans cette étude contre 1.15 mesuré par Atchison et al. (2005), 1.30 par Atchison et al. (2009a) ou encore 1.19 dans notre dernière étude (cf. chapitre 5). Les variations relatives entre les études peuvent être expliquées par le peu de sujets présents dans chacune d'elles comme déjà vu précédemment.

En utilisant une taille de lettre plus petite (i.e. passage de 0.4 logMar à 0.1 logMar) la profondeur de champ subjective a été réduite d'un facteur 1.19 et 1.29 pour des pupilles de 6 et 3 mm respectivement. Atchison et al. (2009a) ont mesuré des tendances similaires avec des réductions de 1.23 et 1.28 lors du passage de lettres de 0.35 logMar à 0.1 logMar, pour les mêmes tailles de pupilles respectives.

Le fait d'ajouter 0.3  $\mu\text{m}$  et 0.6  $\mu\text{m}$  d'AS4 (figure (6.2C)) a augmenté la profondeur de champ d'un facteur 1.45 et 1.53. Nous avons précédemment trouvé une augmentation de la profondeur de champ de 1.30 et 1.45 pour les mêmes valeurs d'AS4 induites. Rocha et al. (2009) ont mesuré une augmentation de la profondeur de champ de 1.31 et 1.62 en utilisant un critère d'acuité visuelle fixe de 20/50. Dans cette étude, ils ont considéré la profondeur de champ comme l'intervalle de vision pour lequel la moitié de 10 lettres de d'acuité 20/50 était encore lisibles. Les mêmes auteurs ont trouvé un effet de 0.3  $\mu\text{m}$  de coma sur la profondeur de champ de 1.08. Nous avons pour notre part mesuré un effet beaucoup plus important avec une augmentation de 1.25 et 1.60 avec l'addition de 0.3  $\mu\text{m}$  et 0.6  $\mu\text{m}$  de coma verticale. Cet effet de la coma était semblable à celui de l'AS4. Une partie de cette différence mesurée peut s'expliquer par la différence de méthodologie, menant à des profondeurs de champs bien plus larges dans l'étude de Rocha et al. (2009). Le fait que l'effet de la coma ait été trouvé identique en induisant la coma suivant deux

méthodes différentes (i.e. contrôle miroir ou contrôle objet), et qui sera discuté plus tard, tend à favoriser l'hypothèse qu'il existerait un effet positif de la coma sur la profondeur de champ comparable à celui de l'AS4.

L'utilisation de certains niveaux de coma verticale ou de combinaisons (somme vectorielle) de coma et d'AS4 dans le design d'optiques vouées à augmenter la profondeur de champ (i.e. optiques multifocales) semble donc prometteuse.

Le fait d'ajouter de l'AS4 positive a décalé le centre de la profondeur de champ dans la direction d'une défocalisation positive (figure (6.4)). Ce décalage était d'environ  $2 \text{ D}/\mu\text{m}$  d'AS4, quel que soit la taille de la lettre ou la méthode de mesure utilisée (i.e. contrôle miroir ou contrôle objet). De plus, ce décalage était égal à celui précédemment trouvé dans le chapitre 5. Le terme de sphère ( $Z_2^0$ ), induit par l'ajout d'AS4 via la définition Zernike, qui minimise le RMS est égal à  $W_4^0 = a_4^0 \sqrt{5} [6(r/r_0)^4 - 6(r/r_0)^2 + 1]$  définissant un décalage théorique de  $2.98 \text{ D}/\mu\text{m}$  pour une pupille de 6 mm. Le centre de la profondeur de champ semble donc se positionner entre la focalisation paraxiale (réfraction Seidel) et la solution des moindres carrés (réfraction Zernike). Nous avons trouvé dans le chapitre 5 que ce décalage pouvait être prédit par des critères de qualité d'images basés sur la FTM (différence absolue moyenne inférieure à 1/8 de dioptrie).

Les décalages obtenus via la méthode de contrôle miroir ou contrôle objet étaient similaires, confirmant ainsi la capacité du calcul d'images à décrire l'effet d'aberrations monochromatiques induites.

Les effets de la taille de pupille, de la taille de la cible, de l'AS4 et de la coma sur la profondeur de champ subjective étaient similaires lorsqu'ils étaient mesurés en utilisant la condition « contrôle miroir » ou « contrôle objet » (figure (6.2D)). Si l'on considère les deux tailles de lettres, le niveau de corrélation entre les profondeurs de champ subjectives mesurées sur les 4 sujets en utilisant les 2 méthodes (contrôle miroir et objet), était proche de 1 (i.e.  $R^2 = 0.88$ , figure (6.3)). Le même modèle d'œil numérique a déjà été utilisé pour simuler l'apparence d'images (Legras et al., 2004b). Les auteurs ont validé cette méthode de simulation en comparant des images dégradées par du flou sphérique ( $Z_2^0$ ) avec des images réellement défocalisées. Une analyse des différences par Bland-Altman entre les flous réels et simulés sur une pupille de 5.7 mm a donné une différence proche de 0 et des limites de concordances d'environ 0.25 D pour une gamme de défocalisation de -2.00 D à +2.00 D. L'étude présente confirme et élargie ces résultats. Le modèle d'œil semble donc bien rendre compte de l'optique de l'œil, mais n'est pas

capable de rendre compte de la subjectivité intervenant dans la mesure de la profondeur de champ.

Aucun des 20 critères de qualité d'image testés, ne nous a permis de prédire la profondeur de champ subjective mesurée en présence d'aberrations ( $R^2 < 0.47$ ), confirmant nos précédents résultats, ainsi que ceux de l'étude de Manzanera et al. (2009). Ce dernier résultat appuie l'hypothèse avançant que l'incapacité du modèle à prédire la profondeur de champ subjective ne serait pas due à la simulation en elle-même mais à l'incapacité du modèle à prendre en compte la subjectivité de l'observateur.

Aux vues des résultats de cette étude, les images calculées sont une bonne alternative à la simulation via optique adaptative ou les critères de qualité d'image, afin d'étudier la profondeur de champ subjective, et pourraient permettre d'étudier l'effet d'aberrations en quantité plus importante ou encore des optiques discontinues que l'optique adaptative n'est pas capable de simuler.

Nous avons d'ailleurs utilisé ces images calculées afin de mesurer l'effet de combinaisons d'AS4 et d'AS6 en quantité importantes, sur la profondeur de champ.



# Chapitre 7

## AUGMENTATION DE LA PROFONDEUR DE CHAMP SUBJECTIVE A L'AIDE D'ABERRATION SPHERIQUE DE QUATRIEME ET SIXIEME ORDRE

---

Ce chapitre est basé sur l'article de Bénard Y, López-Gil N et Legras R. *Optimizing the subjective depth-of-focus with combinations of fourth- and sixth-order spherical aberration*, soumis à Vision Research en 2011. Il a également donné lieu à un poster à l'ARVO 2010: Bénard Y, Legras R. *Optimization of subjective depth-of-focus with combinations of spherical aberration and secondary spherical aberration*. Poster #3964.

### 7.1 - INTRODUCTION

Dans le chapitre 6, nous avons vu qu'il était possible d'utiliser des images calculées afin de mesurer la profondeur de champ subjective. Cette méthode nous permet également de réaliser des mesures dans des conditions d'aberrations plus importantes que ne le permettrait l'optique adaptative. En effet, le miroir déformable connaît des limites physiques, ignorées par le calcul. Ceci nous permet donc de rechercher et d'identifier la ou les aberrations/combinaisons d'aberrations augmentant le plus la profondeur de champ dans l'optique d'améliorer les systèmes d'optiques multifocales (e.g. implants intraoculaires, lentilles multifocales,...). Bien que plusieurs combinaisons d'aberrations aient déjà été étudiées dans les études précédentes, nous souhaitons tester complètement les interactions entre AS4 et AS6 et leurs conséquences sur la profondeur de champ.

Dans cette étude, nous allons mesurer la profondeur de champ subjective dans un plus grand nombre de conditions d'AS4 et d'AS6, et pour plusieurs diamètres pupillaires,

dans le but d'observer quelle combinaison permet d'augmenter le plus la profondeur de champ.

## **7.2 - METHODE**

### **7.2.1 - Méthode générale**

Nous avons mesuré la profondeur de champ subjective de 3 sujets en présence de différents niveaux d'AS4 et AS6 pour trois tailles de pupilles (3, 4.5 et 6 mm). Les sujets observaient la cible sur un écran à travers une correction dynamique de ses aberrations réalisée à l'aide d'une optique adaptative (décrite au chapitre 4.1.1). La cible présentée était un groupe de 3 lettres d'acuité 0.4 logMar (H, E et V).

L'ajout d'aberrations se faisait par le biais d'un filtre appliqué à la cible, et calculé via le modèle d'œil numérique. De la même manière, le flou induit par la défocalisation de la cible était appliqué dans le calcul du filtre, en considérant un pas de 0.18 D, impliquant le calcul d'un filtre pour chaque proximité. Le sujet pouvait ainsi faire varier la proximité de la cible en changeant la cible qui lui était présentée, comme précédemment décrit en chapitre 6, pour la condition contrôle objet.

Nous avons testées 25 conditions d'aberrations par sujets en combinant 0,  $\pm 0.3$  et  $\pm 0.6$   $\mu\text{m}$  d'AS4 avec 0,  $\pm 0.15$  et  $\pm 0.3$   $\mu\text{m}$  d'AS6 pour chaque pupille (soit un total de 75 conditions).

La procédure de mesure de la profondeur de champ subjective a été détaillée en section 4.4.2 et le calcul des images dans la section 4.3.

### **7.2.2 - Sujets**

Trois sujets âgés de 22 à 38 ans (moyenne 29 ans) ont participé à cette étude. Ils étaient tous les 3 expérimentés dans les tests psychophysiques. Le diamètre pupillaire des participants était toujours supérieur à la pupille artificielle de l'appareil, de sorte que celle-ci était toujours la pupille limitante.

Cette étude s'inscrivait dans le cadre de la Déclaration d'Helsinki. Un formulaire de consentement était signé par chaque sujet, après explication verbale et écrite de la nature de l'étude et de ses possibles complications.

### 7.3 - RESULTATS

La figure (7.1) montre 4 exemples de conditions présentées aux sujets. Les parties encadrées représentent les moyennes des profondeurs de champ mesurées sur les 3 sujets pour ces conditions. Il est à noter que pour certaines conditions d'aberrations (e.g.  $-0.3 \mu\text{m}$  d'AS4 couplé à  $+0.3 \mu\text{m}$  d'AS6), la profondeur de champ mesurée est double ; il existe une zone de vision inacceptable entre deux zones de vision acceptable.

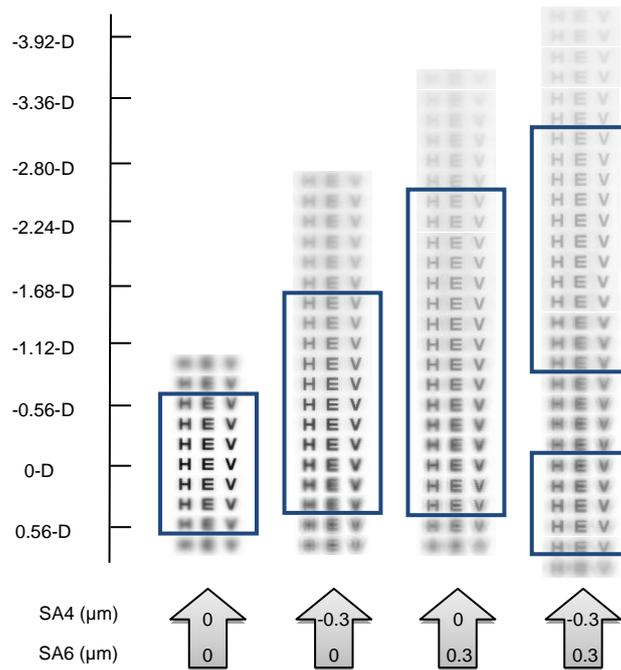


Figure (7.1) – Exemple des conditions d'aberrations testées et des profondeurs de champ mesurées pour ces conditions.

La figure (7.2) montre l'effet de l'AS4 et de l'AS6 seules sur la profondeur de champ à travers une pupille de 6 mm. L'ajout de  $0.6 \mu\text{m}$  d'AS4 a augmenté la profondeur de champ d'un facteur 1.64 alors que l'ajout de  $0.3 \mu\text{m}$  d'AS6 l'a augmenté de plus de 2 fois en moyenne (i.e. AS4 et AS6 positive et négative).

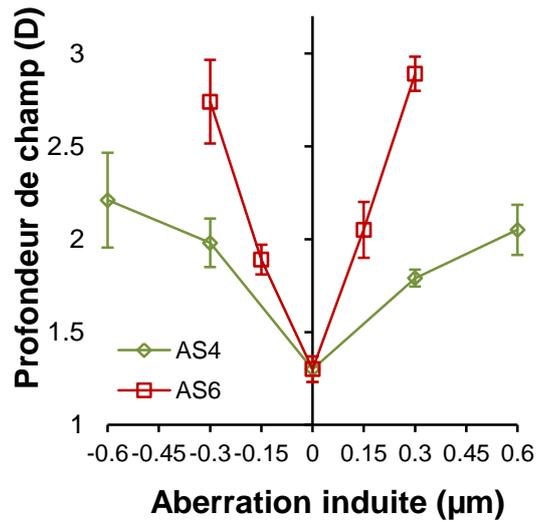


Figure (7.2) – Evolution de la profondeur de champ avec la quantité d'AS4 (trait vert) et d'AS6 (trait rouge).

L'effet des différentes combinaisons d'AS4 et d'AS6 sur la profondeur de champ sont résumés sur la figure (7.3), ce pour des pupilles de 3 mm (A), 4.5 mm (B) et 6 mm (C). Les plus grandes augmentations de la profondeur de champ (jusqu'à 3.48 D de plus) ont été mesurées en associant de l'AS4 et de l'AS6 de signes opposés. Augmenter la taille de la pupille de 3 mm à 6 mm a eu pour effet de diminuer la profondeur de champ de l'œil nu (i.e. sans aberrations) d'un facteur 1.34 et 1.08 de 4.5 mm à 6 mm, mais a augmenté l'effet des aberrations sur la profondeur de champ.

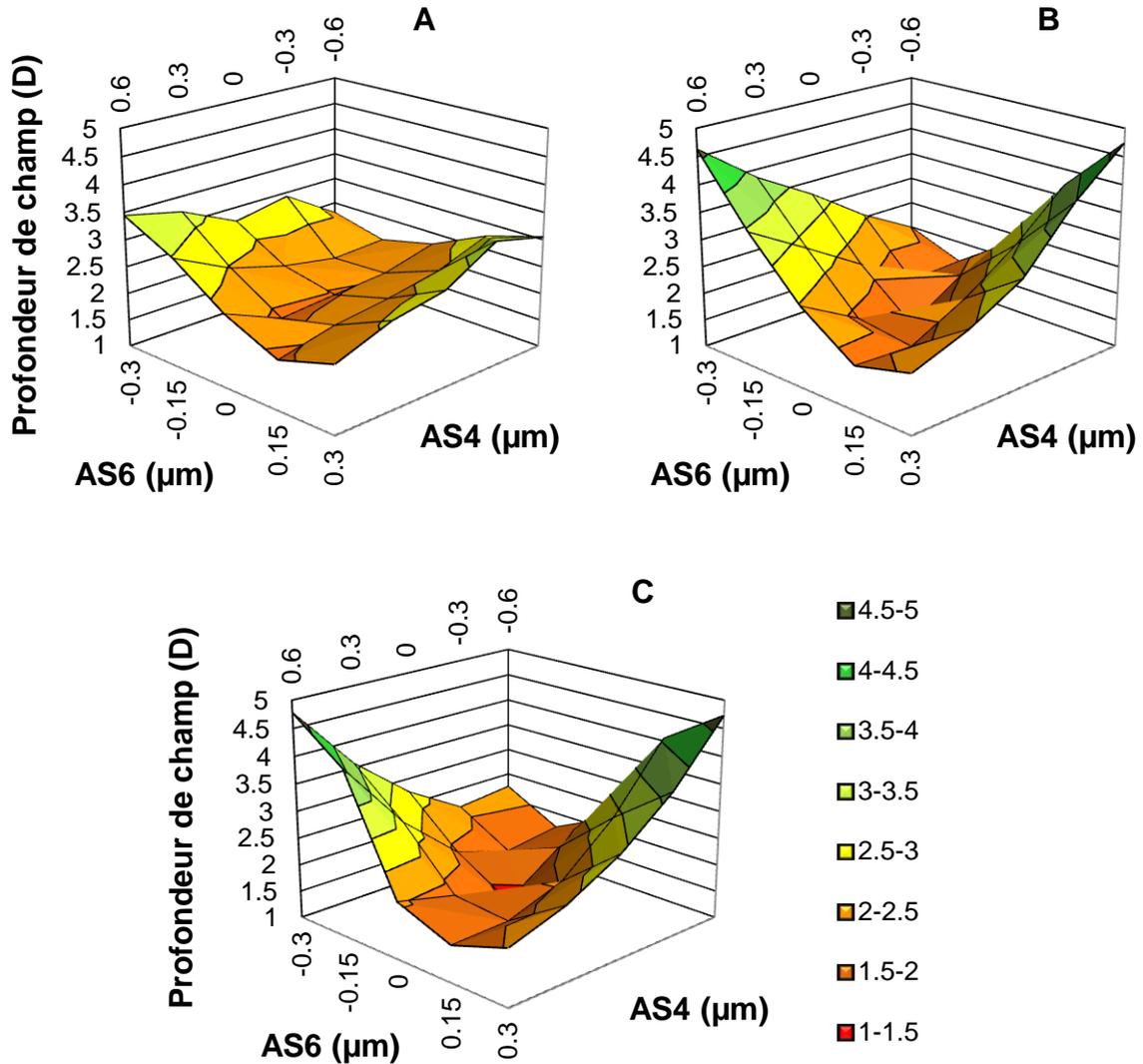


Figure (7.3) – Evolution de la profondeur de champ en fonction des aberrations induites pour des pupilles de (A) 3mm, (B) 4.5 mm, et (C) 6 mm.

La moitié des 15 profondeurs de champ les plus grandes (i.e. supérieur à 3.5 D) ont montré un aspect bimodal incluant une zone de vision inacceptable pour au moins 2 sujets sur les 3 (figure 7.1). Cette zone de vision « inacceptable » pouvait aller de 0.3 D à 1.7 D, en fonction de la condition et du sujet. Dans ce cas, nous considérons la profondeur de champ comme la zone entre la limite la plus négative et la plus positive, incluant donc la zone de vision inacceptable. Ne pas le faire reviendrait à considérer que, par exemple, une profondeur de champ simple de 2 D, comprise entre -1 D et +1 D serait similaire à une profondeur de champ comprenant deux zones de +1 D à 0 D et de -1.5 D à -2.5 D. La profondeur de champ simple ne fournit cependant pas de zone de vision de près, tandis que la double donnerait une vision acceptable à 40cm.

## 7.4 - DISCUSSION

La profondeur de champ de 1.30 D mesurée pour une pupille de 6 mm est plus proche des résultats que nous avons précédemment trouvés dans le chapitre 6 (i.e. 1.35 D) que dans le chapitre 5 (i.e. 1.67 D). Nous avons déjà noté des variations entre les études, et, par exemple, Atchison et al. (2009a) avaient trouvé un résultat intermédiaire, pour un critère de flou identique, et sur une cible de 0.35 logMar. Pour une pupille de 3 mm, nos résultats sont aussi comparables à nos résultats précédent, avec une profondeur de champ de 1.97 D contre 2.06 D dans le chapitre 5 et 1.85 D dans le chapitre 6. De précédentes études (Atchison et al., 2005 ; 2009a) ont mesuré une chute de la valeur de profondeur de champ avec l'augmentation de diamètre pupillaire de 3 à 6 mm d'un facteur 1.15 à 1.30. Nous avons mesuré dans cette étude, une chute d'un facteur 1.34, alors que nous avons trouvé dans les chapitres 5 et 6 des facteurs de 1.19 et 1.27 respectivement. Les variations de l'effet de la pupille sur la profondeur de champ semblent essentiellement dues aux variations de la profondeur de champ mesurées pour une pupille de 6 mm. Nous avons mesuré un effet de la pupille réduit lors du passage de 4 à 6 mm, avec un facteur 1.08. Atchison et al. (2005 ; 2009a) avaient quant à eux trouvé un effet variant de 1.08 à 1.12 pour un passage de 4 à 6 mm de diamètre pupillaire. Cet effet réduit du diamètre pupillaire avait déjà été noté par Tucker & Charman (1975 ; 1986), mais aussi Atchison et al. (1997), qui n'avaient pas trouvé de variations significatives de la profondeur de champ lors de l'augmentation du diamètre pupillaire au-delà de 4 mm.

La profondeur de champ a augmenté d'un facteur 1.45 et 1.64 en moyenne, lors de l'ajout de respectivement 0.3  $\mu\text{m}$  et 0.6  $\mu\text{m}$  d'AS4. En utilisant la même méthode de mesure et les mêmes conditions d'aberration, nous avons précédemment trouvé dans le chapitre 5 un effet légèrement moindre de cette aberration (i.e. 1.3 et 1.45), mais des résultats comparables dans le chapitre 6 (i.e. 1.45 et 1.53). Comme vu dans les chapitres précédents, ces résultats sont comparables à ceux de Rocha et al. (2009) qui avait trouvé une augmentation de la profondeur de champ d'un facteur 1.31 et 1.62 pour les même valeurs d'AS4, mais en utilisant une méthode différente. Le fait d'ajouter de l'AS6 seule, dans les mêmes proportions, a augmenté la profondeur de champ de manière plus importante que l'AS4 d'un facteur 1.5.

Nous avons déjà mesuré (chapitre 5) l'effet de l'ajout de la combinaison de 0.3  $\mu\text{m}$  d'AS4 et de 0.1  $\mu\text{m}$  d'AS6 sur la profondeur de champ. En combinant ces aberrations en signes

opposés, nous avons observé une augmentation de la profondeur de champ d'un facteur 1.63 tandis qu'en les combinant avec le même signe, le facteur d'augmentation n'était que de 1.24, soit un effet pratiquement identique à celui de l'AS4 seule (i.e. 1.3). Dans cette étude, nous avons observé une augmentation bien plus importante (i.e. 2.18), en combinant 0.3  $\mu\text{m}$  d'AS4 et 0.15  $\mu\text{m}$  d'AS6 en signes opposés. Cet effet plus prononcé pourrait être expliqué par la valeur d'AS6 induite plus importante. Bien que cette différence soit faible, nous avons vu que l'AS6 a un effet important sur la profondeur de champ. En revanche, en combinant ces deux mêmes valeurs d'aberrations, mais de même signe, l'augmentation de profondeur de champ était comparable aux résultats précédents (i.e. 1.26).

Nous avons vu qu'il n'était pas possible de prédire la profondeur de champ avec des critères de qualité d'image classiques. Nous avons donc cherché une autre manière d'anticiper les variations de profondeur de champ, et avons calculé le profil optique (i.e. variation de la focalisation en fonction du diamètre pupillaire de chacune des combinaisons d'aberrations testées. Le profil de l'optique était calculé pour chaque combinaison d'aberration, en fonction du diamètre pupillaire. Nous avons ainsi identifié quatre profils principaux (figure (7.4)) : un profil régulier montrant une variation régulière de la puissance, du centre vers la périphérie et correspondant à l'ajout d'AS4 seule (A), un profil avec une progression rapide de la puissance au centre de la pupille (jusqu'à environ 2.5 mm de rayon) jusqu'à un maximum de puissance, puis une régression en périphérie de pupille (AS6 seule) (B), un troisième profil similaire au second mais avec une progression encore plus rapide de la puissance au centre, et une régression plus faible voire nulle en périphérie et correspondant à une combinaison d'AS4 et d'AS6 de signes opposés (C), et un dernier profil avec une variation de puissance faible au centre de la pupille, la plus grande part de la variation, intervenant en périphérie (combinaison d'AS4 et d'AS6 de même signe) (D).

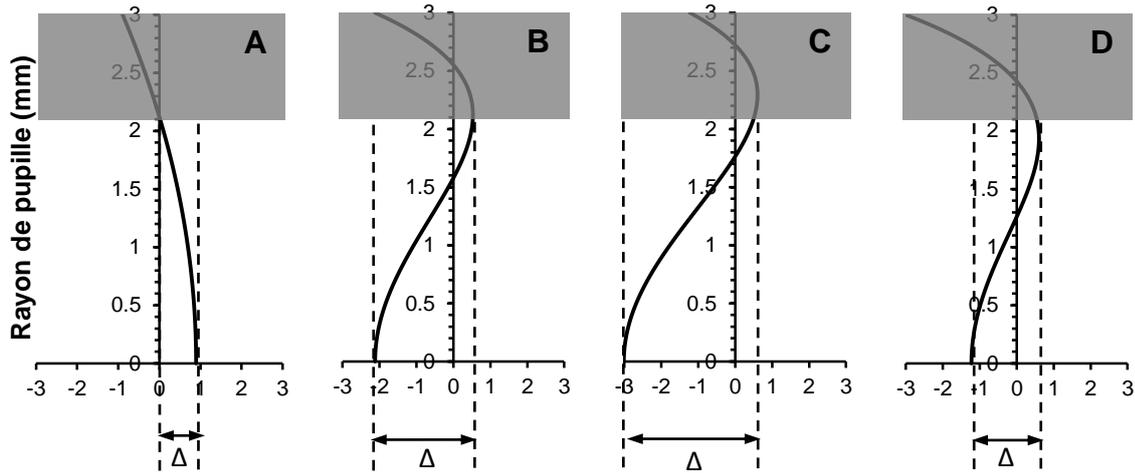


Figure (7.4) – Exemples de l'évolution de la puissance en fonction de la taille de la pupille, dépendant des aberrations induites : (A)  $+0.3 \mu\text{m}$  d'AS4, (B)  $+0.3 \mu\text{m}$  d'AS6, (C) combinaison de  $+0.3 \mu\text{m}$  d'AS4 et de  $-0.3 \mu\text{m}$  d'AS6, (D) combinaison de  $+0.3 \mu\text{m}$  d'AS4 et de  $+0.3 \mu\text{m}$  d'AS6. Les zones grises représentent une pupille plus grande que 4.2 mm de diamètre, comme exemple pour représenter le facteur  $\Delta$ .

De ces profils, nous avons calculé la variation de puissance ( $\Delta$ ) présente dans une zone optique donnée (voir figure (7.4)).

Nous avons calculé  $\Delta$  pour une zone optique de 0 à 3 mm de rayon, et l'avons corrélé avec l'augmentation de la profondeur de champ mesurée à 3, 4.5 et 6 mm de diamètre pupillaire. Le  $\Delta$  mesuré pour une zone optique de 3.1 mm a donné une corrélation maximum ( $R^2 = 0.91$ ) avec la profondeur de champ mesurée à un diamètre pupillaire de 3 mm (Figure (7.5.A)). Pour un diamètre pupillaire de 4.5 mm, la meilleure corrélation ( $R^2 = 0.98$ ) était obtenue pour un  $\Delta$  mesuré sur une zone optique de diamètre 4.2 mm (Figure (7.5.B)). La profondeur de champ mesurée à une pupille de 6 mm était prédite dans le meilleur des cas ( $R^2 = 0.93$ ) pour un  $\Delta$  mesuré à 4.6 mm de pupille (figure (7.5.C)).

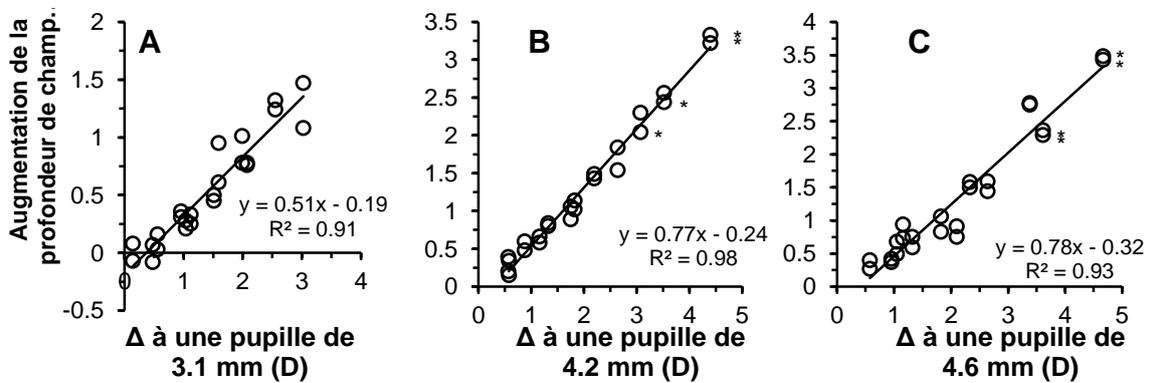


Figure (7.5)- Corrélations entre l'évolution de la puissance en fonction de la taille de la pupille et la profondeur de champ mesurée à (A) 3 mm, (B) 4.5 mm, and (C) 6 mm. Les \* représentent les conditions de profondeurs de champ doubles (i.e. présentant une zone de vision inacceptable intermédiaire).

Pour toutes ces conditions, la corrélation chutait pour une zone optique supérieure à 5 mm (figure (7.6)), indiquant que la variation de puissance dans la zone optique en deçà de 4.6 mm était probablement moins utilisée par l'œil. Cet effet pourrait principalement être expliqué par l'effet Stiles-Crawford. En effet, le diamètre pupillaire que l'on peut considérer comme efficace, et qui pourrait être défini comme le diamètre pour lequel l'efficacité lumineuse des rayons incidents est supérieure à 50%, serait alors de 5 mm (Applegate & Lakshminarayanan, 1993).

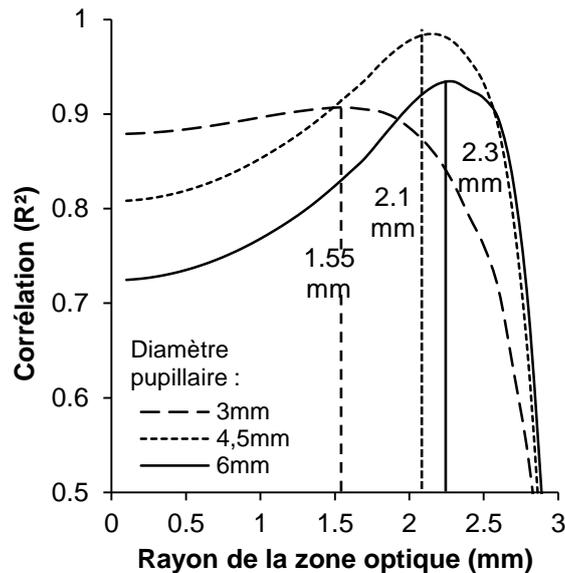


Figure (7.6) - Evolution de la corrélation entre profondeur de champ et  $\Delta$  pour les 3 pupilles testées.

Ainsi, nos résultats montrent que le paramètre  $\Delta$ , mesuré sur la courbe du profil optique pour une pupille donnée, est bien corrélé à la profondeur de champ mesurée à la même pupille. La valeur de  $\Delta$  calculée pour une pupille de 4.5 mm semble être un bon outil de prédiction de la profondeur de champ pour des pupilles plus grandes que 4.5 mm. En revanche, cette méthode ne permettait pas de prédire la présence de zones de vision inacceptable mesurées pour les grandes valeurs d'aberrations induites (marquée par \* sur la figure (7.5)). Malgré cette limitation, cette méthode est une alternative intéressante aux critères de qualité d'image qui ont échoué à prédire la profondeur de champ.

Les designers d'optiques devraient prendre en considération que les niveaux d'AS4 et d'AS6 optimisant la profondeur de champ varient avec la taille de la cible, mais aussi avec le critère de flou utilisé pour définir la profondeur de champ. Par exemple, une taille de lettre plus petite, ou un critère de flou plus restrictif, comme le bothersome blur, mènerait à des profondeurs de champ mesurées plus faibles. Par conséquent, le niveau d'aberration optimisant la profondeur de champ serait plus faible.



# Chapitre 8

## VARIATIONS INTERINDIVIDUELLES DE LA PROFONDEUR DE CHAMP

---

### 8.1 - INTRODUCTION

Bien que proches, nous avons remarqué une certaine variabilité entre les mesures de profondeur de champ des chapitres 5, 6 et 7, mais également avec la littérature (Atchison et al., 2005 ; 2009a). Ces études regroupaient généralement peu de sujets (i.e. entre 4 et 12). Nous avons donc voulu mesurer la profondeur de champ d'un plus grand nombre de sujets compensés de leurs aberrations, puis en y ajoutant  $0.2 \mu\text{m}$  d'AS4, afin d'observer la variabilité de ce critère de vision subjective.

## 8.2 - METHODE

Nous avons mesuré la profondeur de champ basée sur le critère d'objectionable blur sur 48 sujets jeunes (i.e.  $22 \pm 1$  an) dont les erreurs réfractives (i.e. équivalent sphérique) variaient de  $-5.63$  D à  $+4.50$  D. Les sujets étaient corrigés de leurs aberrations, y compris celles de deuxième ordre, à l'aide d'une correction dynamique et regardaient une cible composée de 3 lettres de 0.4 logMar avec et sans l'ajout de  $0.2 \mu\text{m}$  d'AS4, à travers une pupille artificielle de 5 mm.

La méthode de mesure de la profondeur de champ est détaillée en section 4.4.2.

## 8.3 - RESULTATS

La figure (8.1) donne le nombre de sujets par tranche de 0.25 D de profondeur de champ, pour la condition où les aberrations des sujets sont corrigées sans ajout d'aberrations (œil nu, barres bleues) et avec ajout de  $0.2 \mu\text{m}$  d'AS4 (barres rouges). La majorité des sujets avaient une profondeur de champ comprise entre 1.25 D et 2 D pour l'œil nu, et 1.75 et 2.5 D lors de l'ajout d'AS4. La moyenne de la profondeur de champ pour l'œil nu était de  $1.63 \pm 0.37$  D pour l'œil nu et de  $2.10 \pm 0.42$  D lors de l'ajout d'AS4.

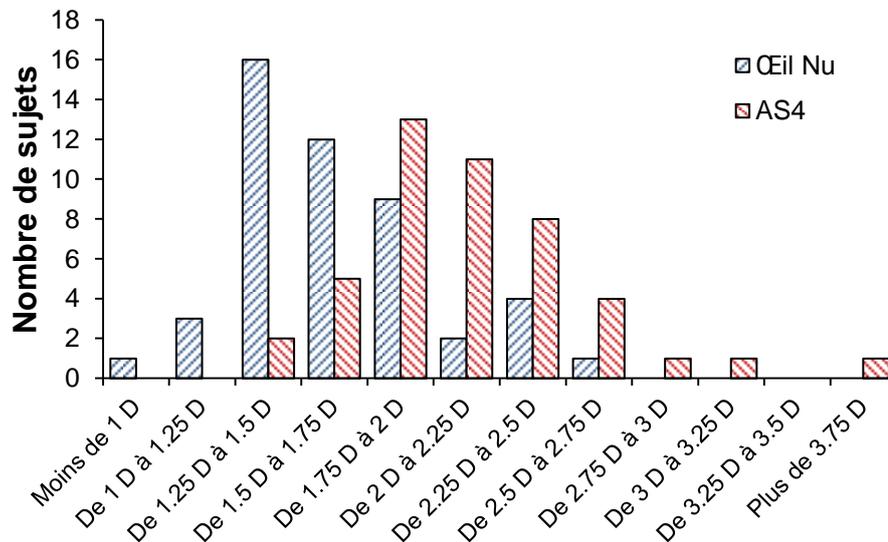


Figure (8.1) – Répartition de la population en terme de profondeur de champ pour la condition œil nu (barres bleues) et la condition avec  $0.2 \mu\text{m}$  d'AS4 induite (barres rouges).

De façon à identifier si la qualité de l'image rétinienne habituelle (i.e. aberrations naturelles des sujets portant leur correction sphéro-cylindrique) influait sur la variation de la profondeur de champ, nous avons observé l'évolution de celle-ci et de l'effet de l'AS4, en fonction du RMS des aberrations d'ordre supérieur (figure (8.2)).

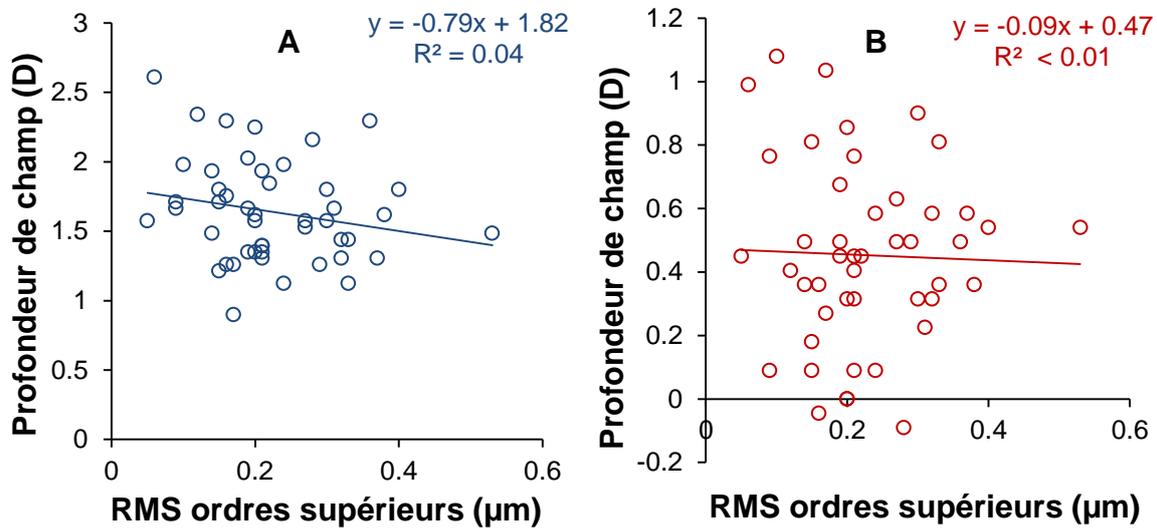


Figure (8.2) – Evolution de la profondeur de champ (A) et de l'effet de l'AS4 sur la profondeur de champ (B) en fonction de la quantité d'aberrations d'ordre supérieur des sujets.

La figure (8.3) montre l'évolution de la profondeur de champ et de l'effet de l'AS4 sur la profondeur de champ avec l'erreur réfractive (i.e. équivalent sphérique).

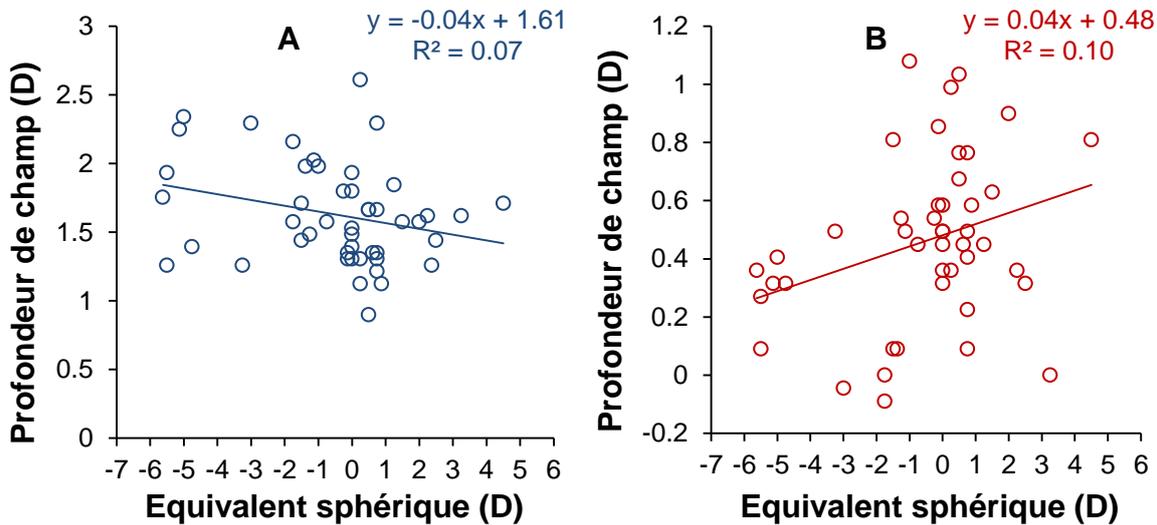


Figure (8.3) – Evolution de la profondeur de champ en fonction de l'erreur réfractive pour les deux conditions d'aberration testées.

## 8.4 - DISCUSSION

Atchison et al. (2005 ; 2009a) ont mesuré des profondeurs de champ dans des conditions similaires, variant de 1.43 D à 2.02 D en moyenne pour une pupille de 6 mm. Dans les chapitres précédents, nous avons mesuré des profondeurs de champ variant de 1.3 D à 1.67 D. Dans cette étude, nous avons mesuré une profondeur de champ moyenne de 1.63 D, ce qui reste dans l'intervalle des études précédentes. Cependant, les valeurs individuelles variaient de 0.9 D à 2.61 D, soit 1.71 D de différence. Bien que l'image rétinienne soit la même entre les sujets, puisque nous faisons l'hypothèse que la correction dynamique est la même pour tous les sujets (i.e. RMS résiduel d'environ 0.1  $\mu\text{m}$ ), les profondeurs de champ varient du simple au triple, sur une population pourtant homogène (i.e. âge, niveau scolaire,...).

Ces différences pourraient s'expliquer par des différences de qualité optique habituelle, induisant un phénomène d'adaptation. Artal et al. (2004) avaient déjà montré que les sujets étaient adaptés à leur image rétinienne, en appliquant une rotation aux aberrations naturelles des sujets. Ils ont ainsi mis en évidence une compensation neuronale partielle des aberrations par le système visuel. Rouger et al. (2010b) ont mesuré les performances visuelles de sujets kératoconiques et de sujets sains auxquels étaient présentées les aberrations des sujets kératoconiques. Ils ont trouvé que les sujets sains performaient moins bien que les sujets kératoconiques et en ont déduit que ces sujets étaient partiellement adaptés à leurs aberrations. Sabesan & Yoon (2009) ont également retrouvé ce résultat. Cependant, ni la quantité d'aberrations habituelle des sujets (figure (8.2)), ni la correction habituelle des sujets (figure (8.3)) ne montrent de corrélation avec la profondeur de champ mesurée.

La majorité des sujets (i.e. 37 sur 48) avaient une profondeur de champ comprise entre 1.25 D et 2 D pour l'œil nu (figure (8.1)) et entre 1.75 D et 2.5 D pour la condition d'AS4 induite. Les deux conditions montraient donc une majorité de sujets dont les profondeurs de champ variaient dans une gamme de 0.75 D, soit 4 fois le pas de mesure.

La mesure de la profondeur de champ montre donc une certaine variation entre les individus. Nous avons comparé les profondeurs de champ des individus avec leurs quantités d'aberrations d'ordre supérieur (figure (8.2)) et erreurs réfractives (figure (8.3)). Aucune corrélation n'a été mise en évidence entre ces facteurs, et la profondeur de champ mesurée.

## Chapitre 8

Il semblerait donc que l'acceptation du flou ne puisse être expliquée de manière purement optique mais que d'autres facteurs rentrent en compte, chaque individu ayant un critère définissant le flou acceptable.

Ces variations pourraient expliquer la difficulté observée à prédire cette profondeur de champ par des critères de qualité d'image. En effet, la prédiction implique une valeur de profondeur de champ unique ou peu variante dans la population en fonction des aberrations présentes.

Il serait alors intéressant de trouver un critère permettant de définir la vision subjective, non plus de manière binaire (i.e. acceptable/inacceptable) mais de façon continue, en fonction de la proximité de la cible.



# Chapitre 9

## EVALUATION SUBJECTIVE DE LA QUALITE D'IMAGE EN PRESENCE D'ABERRATIONS ISOLEES.

---

### 9.1 - INTRODUCTION

L'échec de la prédiction de la profondeur de champ subjective semble provenir du critère en lui-même, comme nous l'avons vu dans les chapitres 6 et 8. En effet, cette méthode de mesure de la vision subjective ne permet que de mesurer les limites de la vision dite acceptable et laisse de côté les variations à l'intérieur et à l'extérieur de cette zone. De plus il s'agissait de comparer une valeur discrète, à un critère de prédiction continue.

Une alternative consisterait à évaluer la qualité de la vision à l'aide d'une échelle de notation (cf. section 4.5). Nous avons mesuré la qualité de la vision, en demandant aux sujets d'évaluer la qualité d'images via une échelle de notation, en induisant les aberrations à l'aide d'un miroir déformable, ou via le calcul numérique. Nous avons testé la capacité de prédiction de différents critères de qualité d'image en présence de ces aberrations.

## 9.2 - METHODE

### 9.2.1 - Méthode générale

Nous avons évalué la qualité d'image subjective de 14 sujets en présence d'aberrations isolées après correction dynamique préalable de leurs aberrations via le système d'optique adaptative. Les niveaux d'aberrations étaient de 0.05, 0.1, 0.2, 0.4 et 0.8  $\mu\text{m}$  de sphère ( $Z_2^0$ ), d'astigmatisme ( $Z_2^{-2}$ ), de trefoil ( $Z_3^{-3}$ ), de coma ( $Z_3^{-1}$ ) et d'AS4 ( $Z_4^0$ ) et 0.05, 0.1, 0.2 et 0.4  $\mu\text{m}$  d'AS6 ( $Z_6^0$ ), à travers une pupille de 6 mm de diamètre.

Afin d'introduire les aberrations, nous avons utilisé deux méthodes, précédemment détaillés (section 4.4.1). La première se faisait à l'aide d'un miroir déformable (« contrôle miroir ») et l'autre via le calcul d'images dégradées (« contrôle objet »). La cible utilisée était un groupe de 3 lettres (H, E et V) d'acuité 0.4 logMar.

La procédure complète de mesure de l'évaluation subjective est détaillée en section 4.5.

### 9.2.2 - Répétabilité de la mesure des notes

Dans une pré-étude, nous avons fait évaluer 10 images à 33 sujets inexpérimentés dans les tests psychophysiques et portant leur correction habituelle lors de 2 sessions espacées d'un mois. Les résultats de cette étude sont exposés en figure (9.1). 95 % de la population est compris entre les deux traits rouges continus qui représentent plus ou moins 1.96 fois l'écart-type de la différence entre les deux valeurs à comparer en fonction de la moyenne de celles-ci (i.e. trait discontinu rouge). Cette valeur est appelée limite de concordance. La moyenne des différences entre les deux sessions est de 0.005 et la limite de concordance est de 1.34 soit légèrement plus d'un pas de mesure (considéré comme l'écart entre deux graduations de l'échelle).

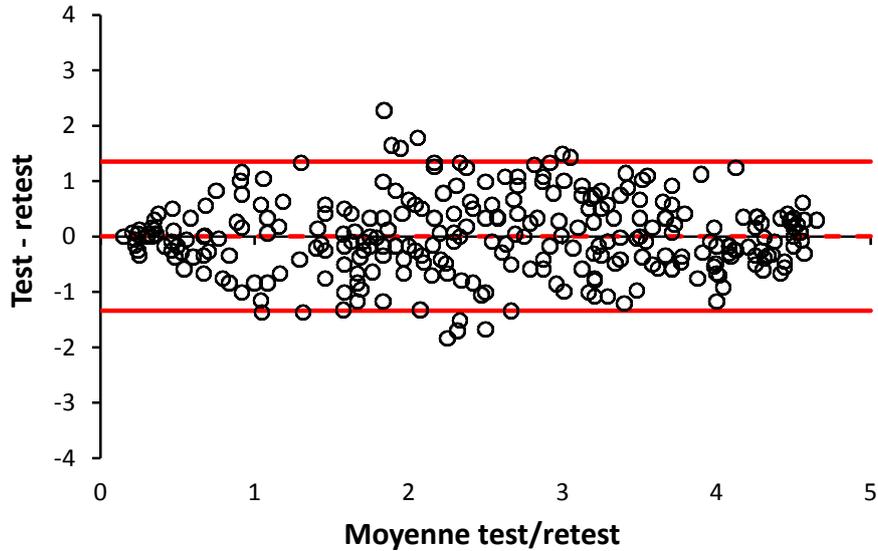


Figure (9.1) – Représentation Bland-Altman de la comparaison entre les deux mesures des notes à un mois d'intervalle.

La mesure de l'acuité visuelle à l'aide d'une échelle ETDRS, montre une répétabilité de 0.18 logMar (i.e. limite de concordance à 95%) (Rosser et al., 2001 ; 2003). Ceci correspond à près de deux fois le pas de mesure, si l'on considère celui-ci comme une ligne de lettre, soit 0.1 logMar.

### 9.2.3 - Prédiction

Afin de prédire la qualité d'image subjective, nous avons calculé différents critères de qualité d'images (section 4.6.2). Cependant, ces critères sont définis dans l'intervalle ]0 ; 1] tandis que les scores donnés aux images sont définis dans l'intervalle [0 ; 5]. De plus, la valeur maximale du critère de qualité d'image ne correspond pas forcément à la valeur maximale de l'évaluation subjective. En effet, un critère de qualité d'image prenant la valeur 1 correspond à une optique uniquement limitée par la diffraction. Or, malgré la correction dynamique des aberrations des sujets, il existe des aberrations résiduelles. Nous verrons dans la section 9.3, que malgré cette dégradation d'image résiduelle, les sujets ont tout de même évalué des images (i.e. œil nu) comme « parfaites », notées par la valeur 5. Nous avons donc normalisé les valeurs de critère de qualité d'image selon l'équation (13) :

$$CQI_f = \frac{CQI_{initial}}{CQI_{oeil\ nu}} \times 5 \quad (13)$$

Cela nous a permis de considérer la valeur de l'œil nu comme la valeur maximale du critère de qualité d'image, celui-ci étant ainsi défini sur l'intervalle ]0 ; 5].

La limite de cette normalisation intervient pour des optiques très aberrantes. En effet, le critère de qualité d'image tendra vers 0 sans jamais atteindre cette valeur, alors que les sujets auxquelles seront présentés des images dégradées par ces optiques pourront leur donner la note 0.

### 9.3 - RESULTATS

Les écart-types intra- et inter individuels des notes subjectives sont représentés sur la figure (9.2) en fonction de la note moyenne, par condition. La moyenne des écarts-type intra-individuels est plus faible pour la condition « contrôle objet » (i.e. 0.27) que pour la condition « contrôle miroir » (i.e. 0.36). On observe des écart-type plus importants pour des notes intermédiaires, comparées aux notes extrêmes.

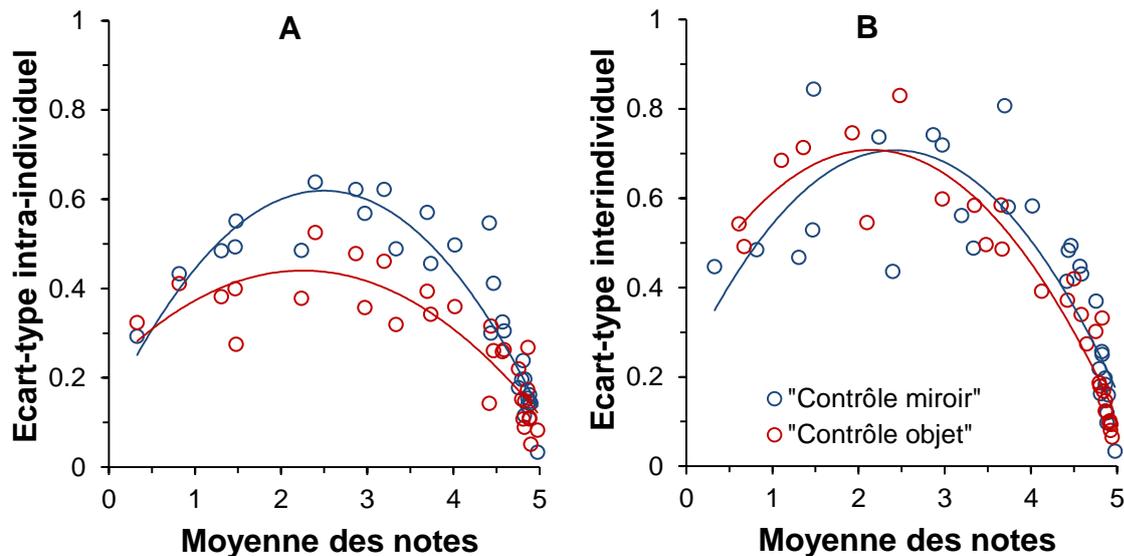


Figure (9.2) – Ecart-type intra- (A) et interindividuels (B) moyens en fonction de la note moyenne pour chaque condition d'aberration. La condition « contrôle miroir » est indiquée en bleu et la condition « contrôle objet » en rouge.

La corrélation entre les méthodes contrôle miroir et contrôle objet a donné un  $R^2$  de 0.95 avec une pente de 0.98 (figure (9.3)). La moyenne des différences absolues entre les deux conditions était de 0.22, avec un écart-type de 0.25.

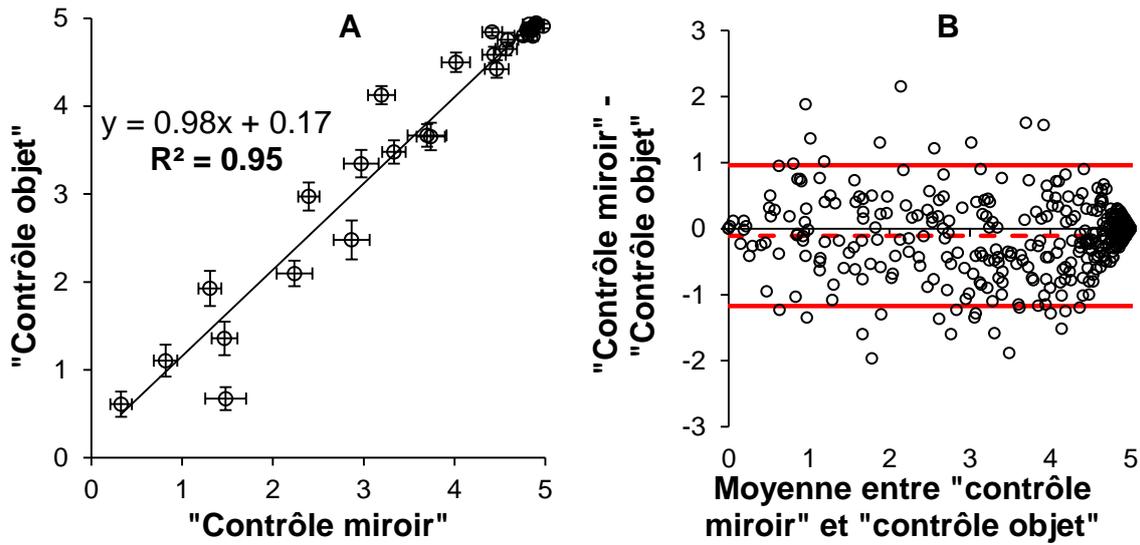


Figure (9.3) – Corrélation entre les évaluations subjectives mesurées en conditions « contrôle objet » et « contrôle miroir ». (A) Corrélation, (B) représentation Bland-Altman. Les barres d'erreur représentent les erreurs-type.

La figure (9.4) montre, l'effet des aberrations sur la qualité d'image subjective en la mesurant via la méthode de « contrôle miroir » ou « contrôle objet ». Les deux méthodes ont donné des résultats similaires, avec la plus grande différence pour les valeurs extrêmes d'AS4 ( $Z_4^0$ ), d'AS6 ( $Z_6^0$ ) et de sphère ( $Z_2^0$ ). Nous avons mesuré que des quantités croissantes d'aberrations tendaient à réduire la qualité subjective de l'image, avec un effet plus grand pour les aberrations au centre de la pyramide de Zernike (e.g. AS4, AS6) (figure (9.4)).

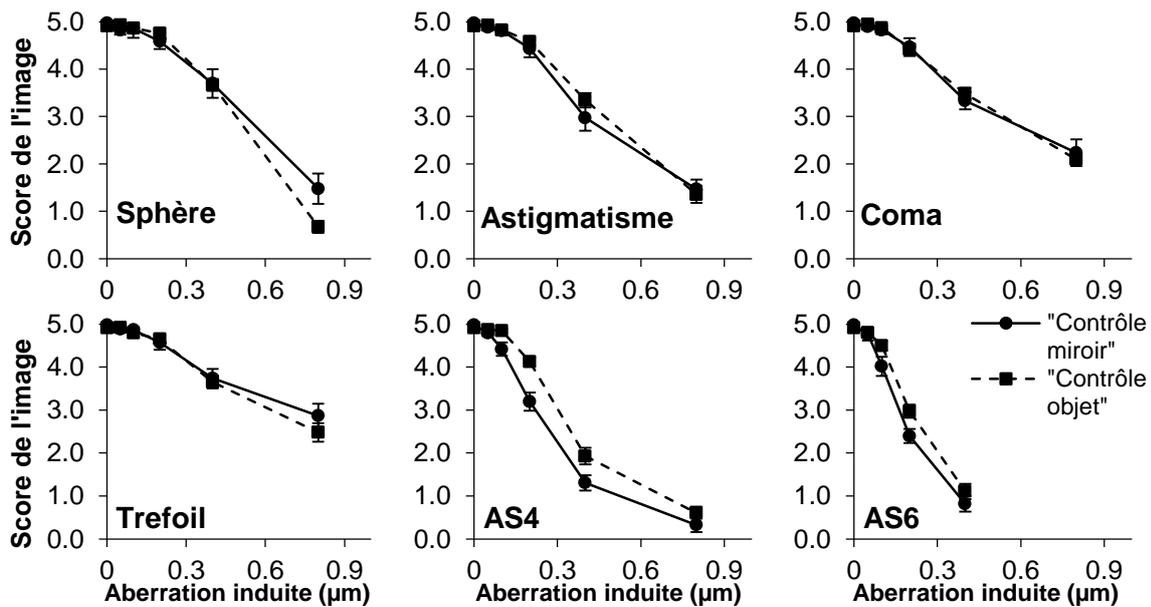


Figure (9.4) – Comparaison de l'évaluation subjective réalisée en condition « contrôle miroir » (trait plein) et « contrôle objet » (trait pointillé) pour les différentes aberrations induites. Les barres d'erreur représentent les erreurs-type.

La figure (9.5) montre à titre d'exemple, la quantité de chaque aberration nécessaire à réduire le score de l'image de moitié (i.e. de 5 à 2.5). Cette quantité est deux fois moins importante pour l'AS4 et l'AS6 (i.e. 0.31 et 0.22  $\mu\text{m}$  respectivement) que pour la coma par exemple (i.e. 0.70  $\mu\text{m}$ ).

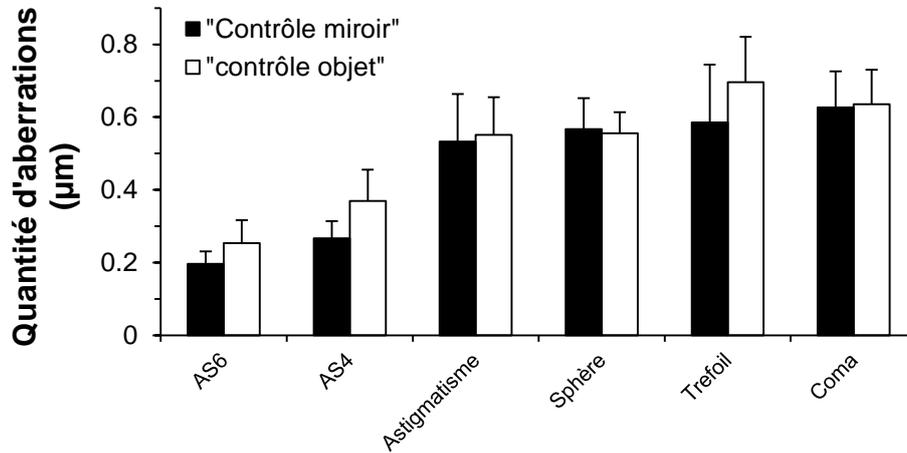


Figure (9.5) – Quantité d'aberration nécessaire pour réduire l'appréciation subjective de moitié. Les barres noires représentent la condition « contrôle miroir » et les barres blanches la condition « contrôle objet ».

La figure (9.6) montre les corrélations (A) et les différences absolues moyennes (B) entre les notes mesurées et les prédictions pour les 20 critères d'image. Dix-huit des 20 critères de qualité d'image testés donnent de bonnes corrélations ( $R^2 > 0.88$ ), cependant, les moyennes des différences absolues sont les plus faibles pour les critères mesurés entre 5 et 15 c/deg et 3 et 12 c/deg.

## Chapitre 9

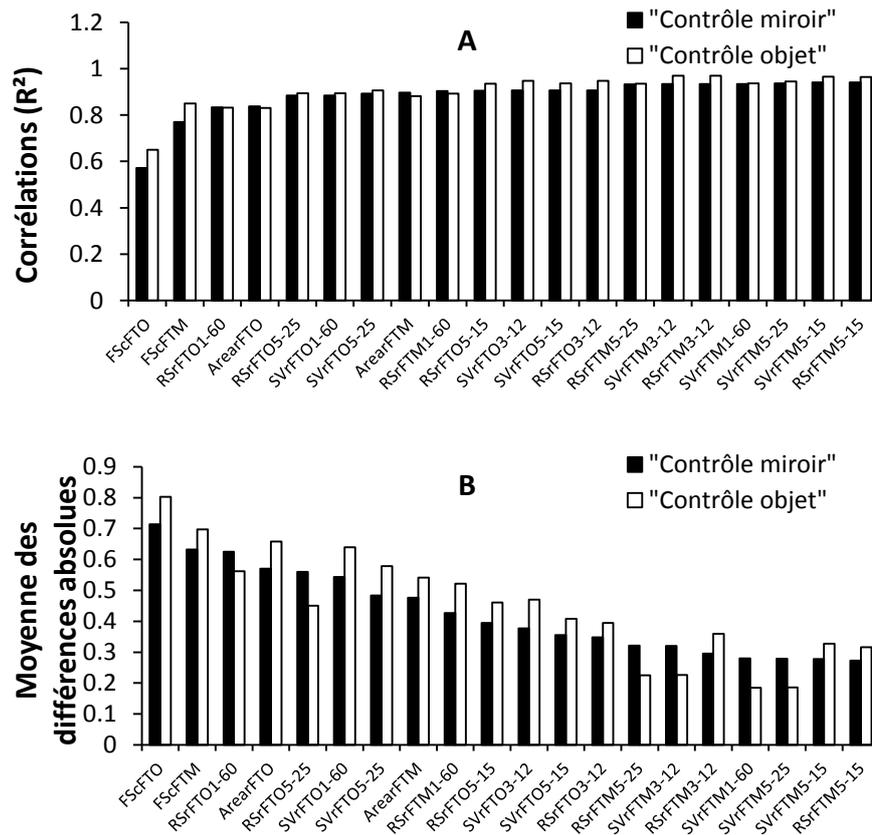


Figure (9.6) – Corrélations (A) et moyennes des différences absolues (B) entre les notes mesurées et les prédictions pour les 20 critères de qualité d'images calculés.

Enfin la figure (9.7) montre la corrélation (A) et la représentation de Bland-Altman (B) entre l'un des meilleurs des 20 critères de qualité d'image testés (i.e. RScFTM<sub>5-15</sub>) et la condition contrôle miroir (i.e.  $R^2 = 0.94$ ).

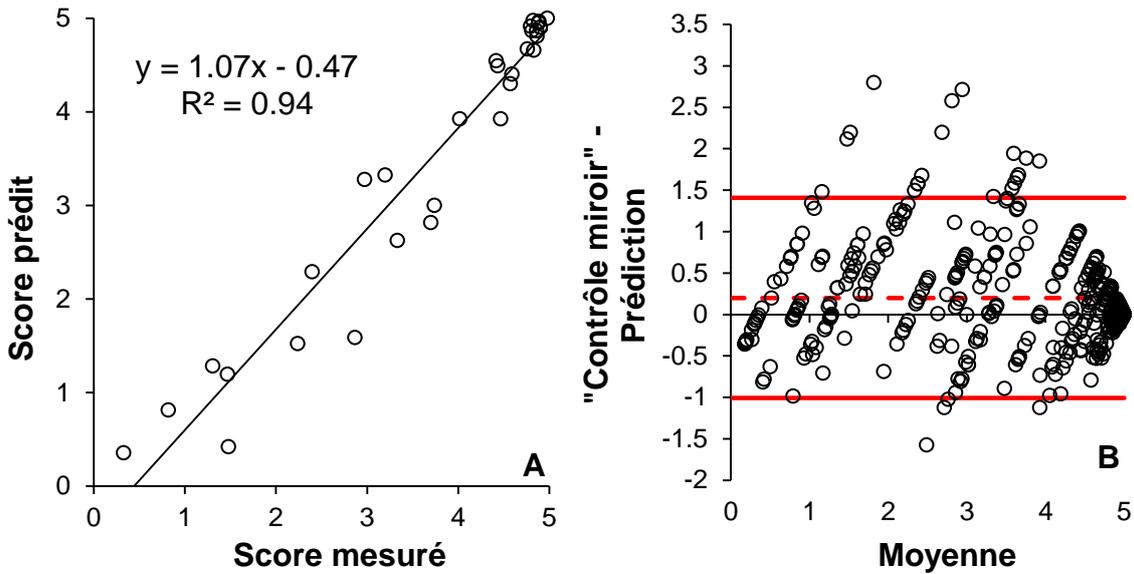


Figure (9.7) – (A) Corrélation et (B) représentation de Bland-Altman entre les évaluations subjectives mesurées et prédites à l'aide du critère RSrFTM<sub>5-15</sub>.

## 9.4 - DISCUSSION

L'écart-type intra-individuel moyen était de 0.27 pour la condition « contrôle objet » et de 0.36 pour la condition « contrôle miroir ». Le fait que la condition « contrôle objet » montre moins de variabilité peut s'expliquer par le fait que l'ajout des aberrations est plus stable. En effet le fait de corriger dynamiquement les aberrations des sujets tout en ajoutant des grandes quantités d'aberrations tend à ce que le miroir varie plus que lors d'une correction dynamique simple. Les écarts-type interindividuels présentent une moyenne de 0.37 et 0.42 pour les conditions « contrôle objet » et « contrôle miroir » respectivement. Ces écarts-type restent toujours inférieurs à 1, qui, du fait des termes sémantiques ajoutés à l'échelle, peut être considéré comme le pas de mesure. De plus, le fait d'utiliser une échelle finie entraîne des variations de notes plus importantes de notation subjective au centre de l'échelle qu'aux extrémités (figure (9.2)). En effet, une image fortement dégradée ne pourra obtenir une note inférieure à 0. En revanche, une image moyenne pourra plus facilement voir sa note subjective varier entre les mesures, les conditions de mesures ou les sujets. Cet effet se retrouve aussi bien en mesurant les notes subjectives via le « contrôle miroir » ou « contrôle objet ».

Les notes obtenues en utilisant l'une ou l'autre méthode d'addition des aberrations (i.e. « contrôle miroir » ou « contrôle objet ») étaient très proches, avec un  $R^2$  mesuré de 0.95 (figure (9.3.A)). De plus, la différence absolue moyenne entre les deux conditions

était de 0.37, soit un tiers d'un « pas » de mesure. La limite de concordance à 95% entre les deux méthodes est de 1.05, soit un pas de mesure (figure (9.3.B)). Nous avons déjà comparé ces deux méthodes dans le chapitre 6 et avons trouvé un  $R^2$  de 0.88 entre profondeurs de champ mesurées via la méthode du « contrôle miroir » ou « contrôle objet ».

Nous avons également observé une chute de la qualité d'image subjective, lors de l'ajout d'aberrations, avec un effet plus important pour les aberrations au centre de la pyramide (figure (9.4) et (9.5)). Ce résultat avait déjà été observé sur les performances visuelles par différents auteurs (Applegate et al., 2002 ; Rocha et al., 2007 ; Rouger et al., 2010a). Cependant les résultats de Rouger et al. (2010a) diffèrent légèrement pour l'AS4. Les auteurs ont expliqué cette différence du fait de l'optimisation subjective préalable de la sphère en présence d'AS4, avant de mesurer les performances visuelles. Or, la définition Zernike de l'AS4 induit un terme de sphère afin de minimiser le RMS, selon l'équation 12 (chapitre 5.4). Ainsi, dans notre étude, ainsi que dans les études d'Applegate et al. (2002) et Rocha et al. (2007), l'effet de l'AS4 serait plus important du fait du terme de sphère induit.

Nous avons mesuré de bonnes corrélations entre notes et critères de qualité d'image, notamment pour le  $RSrFTM_{5-15}$  ( $R^2 = 0.94$ ) (Figure (9.7)). Précédemment, Granger & Cupperly (1972) ont mesuré que l'aire sous la FTM entre 3 et 12 cycles par degré, prédisait bien la vision subjective ( $R^2 = 0.98$ ). Cependant, ils ont testé des images dégradées, non pas par des aberrations, mais par différents effets inhérents à la photographie. De plus, cette méthode est basée sur une comparaison d'une image par rapport à une échelle d'images. La méthode que nous avons utilisée ici, permet de donner une note absolue à une image, sans avoir à la comparer à un panel d'autres images, et ce en limitant les répétitions.

Nous avons mesuré une différence absolue entre les mesures basées sur la méthode du contrôle miroir et les valeurs de  $RSrFTM_{5-15}$  normalisées de 0.28 soit environ la même valeur que celle trouvée entre les deux méthodes de mesures (i.e. 0.37). De plus, la limite de concordance à 95%, même si légèrement plus élevée, reste proche d'un pas de mesure (i.e. 1.16).

L'évaluation subjective d'une image selon la méthode décrite dans cette étude semble un bon outil afin de déterminer rapidement la qualité de cette image. Celui-ci pourrait être

## Chapitre 9

un complément de la mesure des performances visuelles, afin de se rendre compte de la qualité subjective de la vision de sujets, portant différentes optiques.

De plus, le calcul d'images à l'aide d'un modèle d'œil numérique semble bien rendre compte de l'ajout d'aberrations. Les critères de qualité d'image calculés à l'aide du même modèle d'œil numérique semblent également être capables de prédire l'évaluation de la qualité d'image subjective.

Cependant, il serait intéressant de mesurer l'évolution de la qualité d'image subjective en utilisant cette méthode, en fonction de la proximité, ainsi que la capacité du modèle d'œil à prédire cette évolution, en présence de combinaisons d'aberrations, comme lors du port de lentilles multifocales par exemple.

# Chapitre 10

## MESURE ET PREDICTION DE LA VISION SUBJECTIVE EN PRESENCE D'ABERRATION SPHERIQUE DE 4<sup>EME</sup> ET 6<sup>EME</sup> ORDRE

---

Ce chapitre a donné lieu à un poster à l'ARVO 2011 : Legras R, Bénard Y. *Measurement and prediction of through focus image quality assesment and depth-of-field in presence of various combinations of 4<sup>th</sup> and 6<sup>th</sup> order Zernike spherical aberration*. Poster #2836.

### 10.1 - INTRODUCTION

Nous souhaiterions étendre l'étude de la capacité à prédire la qualité subjective d'image pour des combinaisons d'aberrations (e.g. AS4, AS6, sphère), ce qui nous permettrait de déterminer si une telle modélisation serait capable de prédire la qualité visuelle lors du port de lentilles multifocales, et ceci de la vision de loin à la vision de près.

Nous avons mesuré les qualités d'image subjectives à différentes proximités, afin de les comparer aux courbes de critères de qualité d'image, calculées aux mêmes proximités.

La profondeur de champ subjective est un autre critère pour évaluer la vision subjective. Nous l'avons largement étudié dans les chapitres 5,6,7 et 8, et nous avons conclu que sa prédiction était peu probante à l'aide de critères de qualité d'image du fait de variations interindividuelles conséquentes.

Afin de comparer nos deux critères de vision subjective, nous avons également mesuré la profondeur de champ subjective, basée sur le critère d'Objectionable blur, dans différentes conditions d'aberration sphérique.

## 10.2 - METHODE

### 10.2.1 - Méthode générale

Nous avons évalué la qualité d'image subjective à différentes proximités en utilisant des images calculées (condition « contrôle objet »), qui consistent en l'application d'une dégradation sur la cible vue par le sujet. Le détail de cette méthode est décrit en section 4.3. L'étude présentée en chapitre 9 a validé l'utilisation de la condition « contrôle objet » afin d'évaluer la qualité d'image subjective. Nous avons également mesuré la profondeur de champ subjective en suivant la méthode décrite en section 4.4.2.

Les sujets devaient évaluer les images dans différentes conditions d'aberrations détaillées en table (10.1).

Condition	AS4 ( $\mu\text{m}$ )	AS6 ( $\mu\text{m}$ )	Diamètre pupillaire (mm)
1	0	0	6
2	0	0	3
3	-0.2	0	6
4	-0.4	0	6
5	-0.6	0	6
6	0	+0.2	6
7	-0.4	+0.2	6
8	-0.4	-0.2	6

Tableau (10.1) – Résumé des conditions testées en termes de profondeur de champ et de notes subjectives en fonction de la proximité.

Le pas de mesure utilisé, aussi bien pour la profondeur de champ que pour la gradation subjective était de 0.18 D. Comme les dégradations étaient appliquées à la cible et non à l'optique à travers laquelle était vue la cible, la proximité de la cible était modifiée en changeant l'image qui était présentée au sujet. La cible utilisée était la même que celle utilisée dans les chapitres précédents, à savoir un groupe de 3 lettres fort contraste d'acuité 0.4 logMar (H, E, et V).

### 10.2.2 - Prédiction

Afin de pouvoir comparer notes subjectives et critères de qualité d'images, il nous a fallu normaliser les valeurs de ces critères de qualité d'image, pour des raisons détaillées en section 9.2.2.

Nous avons remarqué que pour certaines conditions d'aberrations, le fait de faire varier légèrement la proximité de la cible n'induisait pas de chute de l'évaluation subjective. Or, la valeur du critère de qualité d'image, représentant la qualité de l'optique, varie dans cette gamme de proximité. Il est donc essentiel de normaliser le critère de qualité d'image, non pas par sa valeur au pic, mais par sa valeur à la dernière proximité donnant la meilleure qualité subjective d'image (i.e. 5 sur notre échelle). Nous avons donc obtenu des valeurs de critères de qualité d'image prenant des valeurs supérieures à 5, mais qui ont été ramenées à 5, des valeurs supérieures signifiant une amélioration de la qualité de l'image non détectable par le sujet.

La normalisation suivait donc l'équation (14) :

$$\text{Critère de Qualité d'Image}_f = \frac{\text{Critère de Qualité d'Image}_{\text{initial}}}{\text{Facteur de normalisation}} \times 5 \quad (14)$$

### 10.3 - RESULTATS

Les écarts-type intra- et interindividuels des notes subjectives sont représentés sur la figure (10.1). Les plus grands écarts-type sont constatés pour des notes intermédiaires. La moyenne des écarts-type intra-individuels était de 0.25 et celle des écarts-type interindividuels de 0.29.

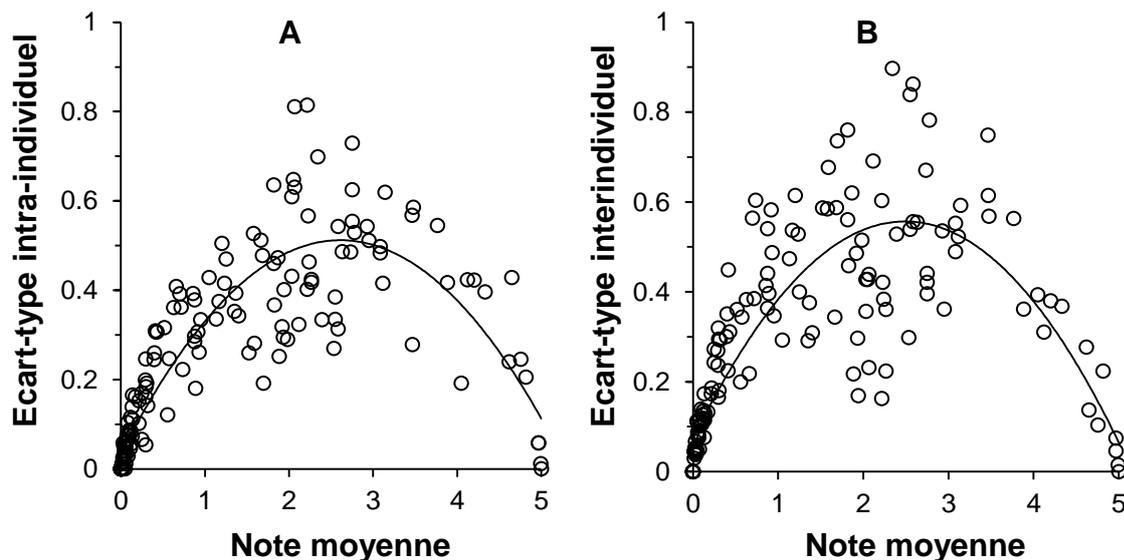


Figure (10.1) – Evolution de l'écart-type intra- (A) et interindividuel (B) en fonction de la note moyenne pour chaque condition.

La figure (10.2) donne les corrélations (A) et moyennes des différences absolues (B) entre notes mesurées et critères de qualité d'image. Les corrélations sont les plus élevées et les différences les plus faibles pour les critères calculés entre 5 et 15 c/deg et 5 et 25 c/deg. Pour la suite des figures, nous avons sélectionné le critère déjà utilisé dans les études précédentes, le  $RSrFTM_{5-15}$ .

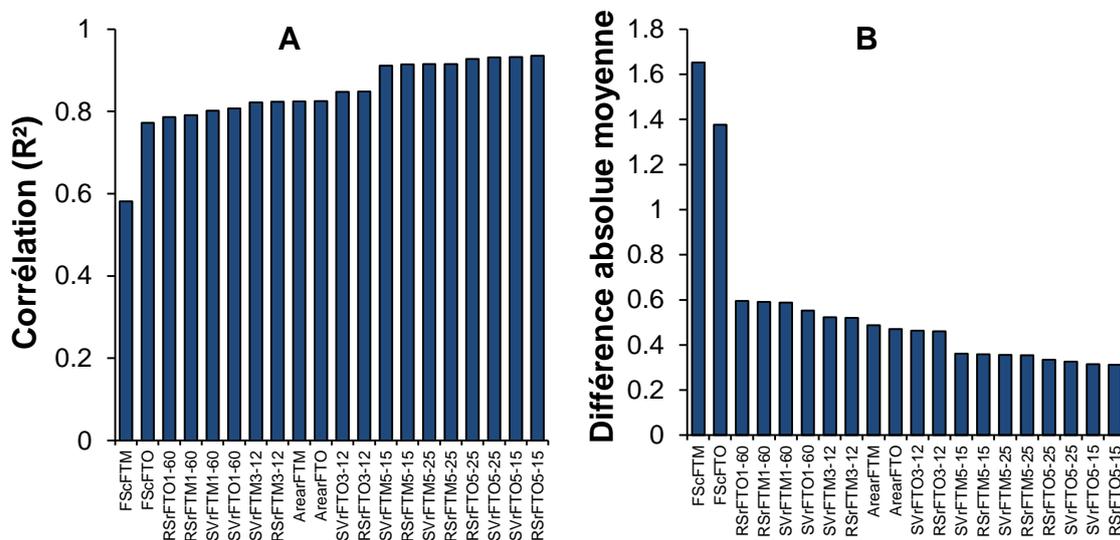


Figure (10.2) – Corrélations (A) et moyennes des différences absolues (B) entre les notes mesurées et les prédictions pour les 20 critères de qualité d'images calculés.

Les courbes d'évolution de la note subjective en fonction de la proximité sont présentées en figure (10.3). L'addition d'AS4 ou d'AS6 a eu pour effet de diminuer la meilleure note subjective et d'élargir la courbe d'évolution de celle-ci en fonction de la proximité, donc la profondeur de champ (figure (10.3)). L'addition d'AS4 combinée à de l'AS6 en signes opposés a eu pour effet de créer un deuxième pic sur la courbe élargissant d'autant plus celle-ci. Chaque courbe représente un sujet et la courbe pointillée noire représente la courbe de prédiction pour le critère  $RSrFTM_{5-15}$ .

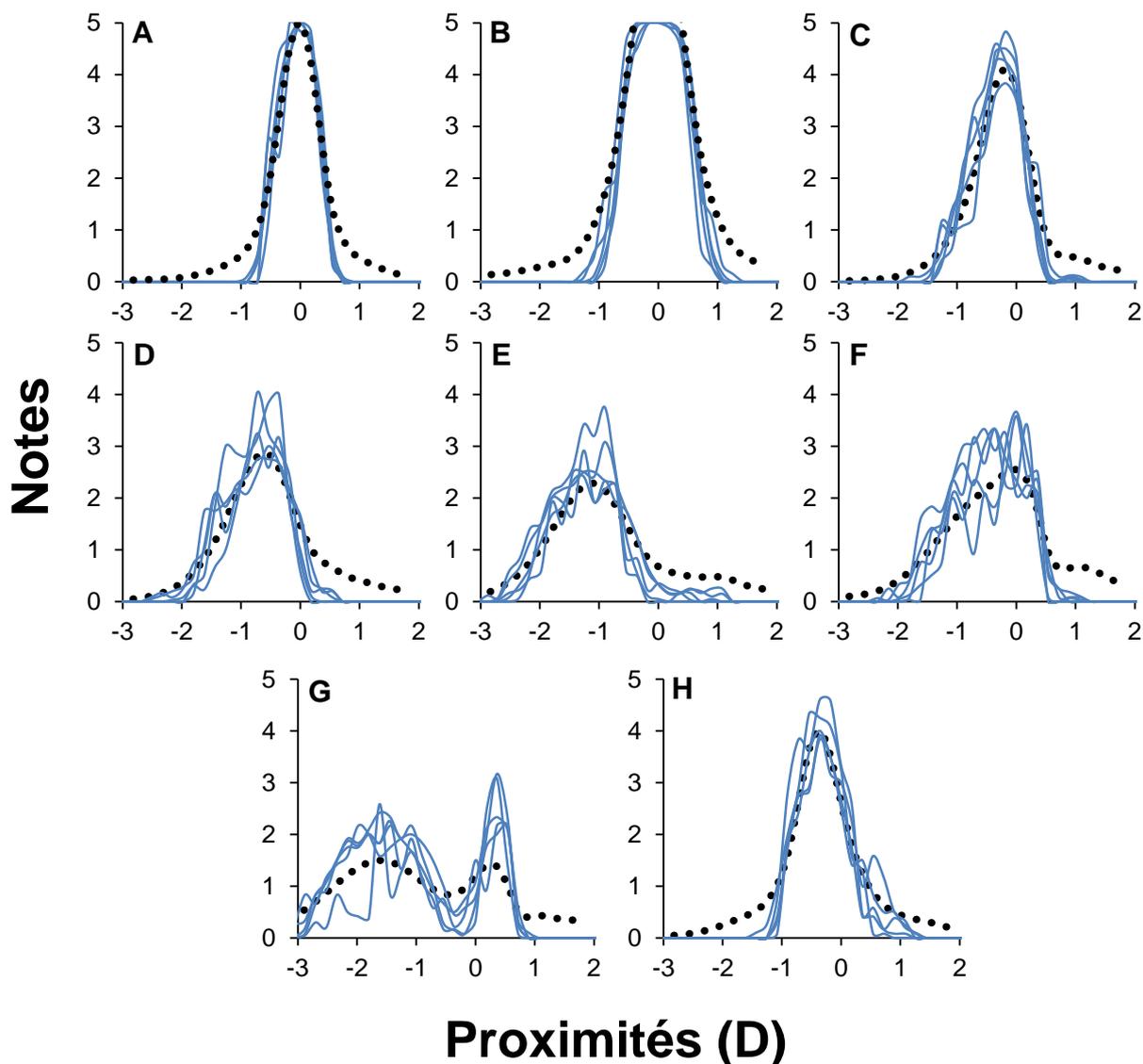


Figure (10.3) – Evolution de l'évaluation subjective de l'image en fonction de la proximité pour les 8 conditions testées. (A) Œil nu pour une pupille de 6 mm, (B) Œil nu pour une pupille de 3 mm, (C)  $-0.2 \mu\text{m}$  d'AS4, (D)  $-0.4 \mu\text{m}$  d'AS4, (E)  $-0.6 \mu\text{m}$  d'AS4, (F)  $+0.2 \mu\text{m}$  d'AS6, (G)  $-0.4 \mu\text{m}$  d'AS4 et  $+0.2 \mu\text{m}$  d'AS6, et (H)  $-0.4 \mu\text{m}$  d'AS4 et  $-0.2 \mu\text{m}$  d'AS6. Chaque courbe bleue représente un sujet et la courbe pointillée la prédiction pour le critère  $RSrFTM_{5-15}$ .

La figure (10.4) donne la corrélation (A) et la représentation Bland-Altman (B) entre notes subjectives, et  $RSrFTM_{5-15}$  normalisé. La limite de concordance est de 0.82, soit un peu moins d'un pas et le  $R^2$  est de 0.92. Les points inclus dans la zone grise de la figure (10.4.A) sont des points pour lesquels la valeur du critère de qualité d'image dépassait la valeur de normalisation et sont donc exclus de la corrélation. La représentation Bland-Altman montre une certaine tendance à donner des différences négatives pour des faibles qualité d'image et des différences positives pour des qualités d'image intermédiaires.

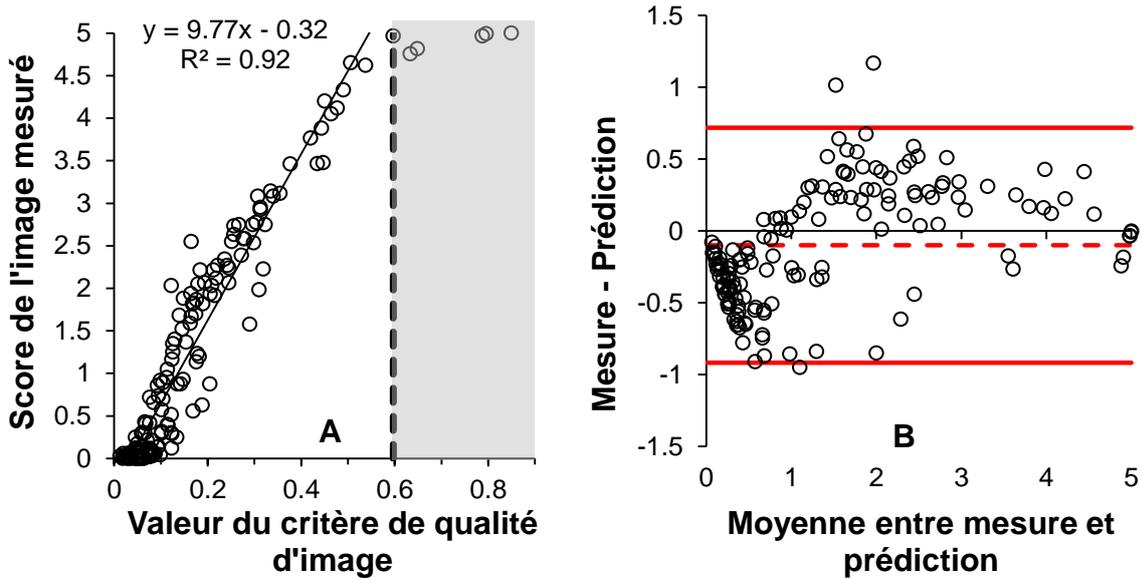


Figure (10.4) – (A) Corrélation et (B) représentation de Bland-Altman entre notes mesurées et valeur du critère de qualité d’image RsrFTM<sub>5-15</sub>. Les points à droite de la ligne pointillée correspondent aux images dont la diminution de qualité théorique (valeur du critère de qualité d’image) n’est pas perceptible (note = 5)

La figure (10.5) montre l’effet de l’AS4 et des combinaisons d’AS4 et d’AS6 sur la profondeur de champ basée sur le critère d’objectionable blur et sur la profondeur de champ issue des courbes au niveau 2. L’AS4 a eu un effet positif sur la profondeur de champ, celle-ci augmentant avec des valeurs croissantes d’AS4 (figure (10.5)).

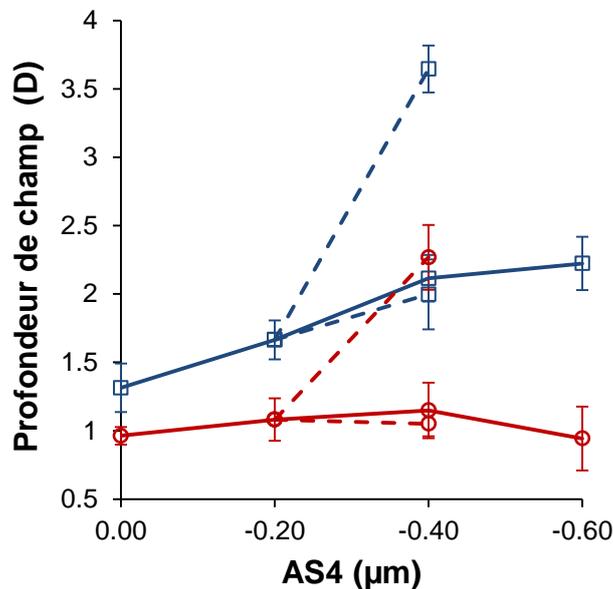


Figure (10.5) – Profondeur de champ en fonction de l’AS4 induite. Les traits bleus représentent les mesures selon le critère d’objectionable blur, et les traits rouges les profondeurs de champ issues des courbes de notes en fonction de la proximité au niveau 2. Les traits pointillés correspondent à l’ajout d’AS6 en plus de l’AS4.

La table (10.2) donne un résumé des corrélations, moyennes des différences absolues et limites de concordance entre profondeur de champ basée sur le critère d'objectionable blur et largeur des courbes de notes subjectives à différents niveaux.

Niveau sur la courbe	Corrélation ( $R^2$ )	Différence absolue	Limite de concordance
		moyenne	( $1.96 * \sigma$ )
Score de 3	0.32	1.63	1.94
Score de 2	0.68	0.88	0.8
Score de 1	0.83	0.4	0.56
Score de 0.3 (niveau optimal)	0.9	0.18	0.43

Tableau (10.2) - Corrélation, différence absolue moyenne et limite de concordance de la comparaison entre profondeur de champ mesurée et largeur des courbes à différents niveaux.

Nous avons également testé la capacité du modèle d'œil numérique à prédire la profondeur de champ. Les corrélations et moyennes des différences absolues sont classées en figure (10.6). Comme pour l'évaluation subjective, les corrélations sont les plus élevées et les différences les plus faibles pour les critères calculés entre 5 et 15 c/deg et 5 et 25 c/deg.

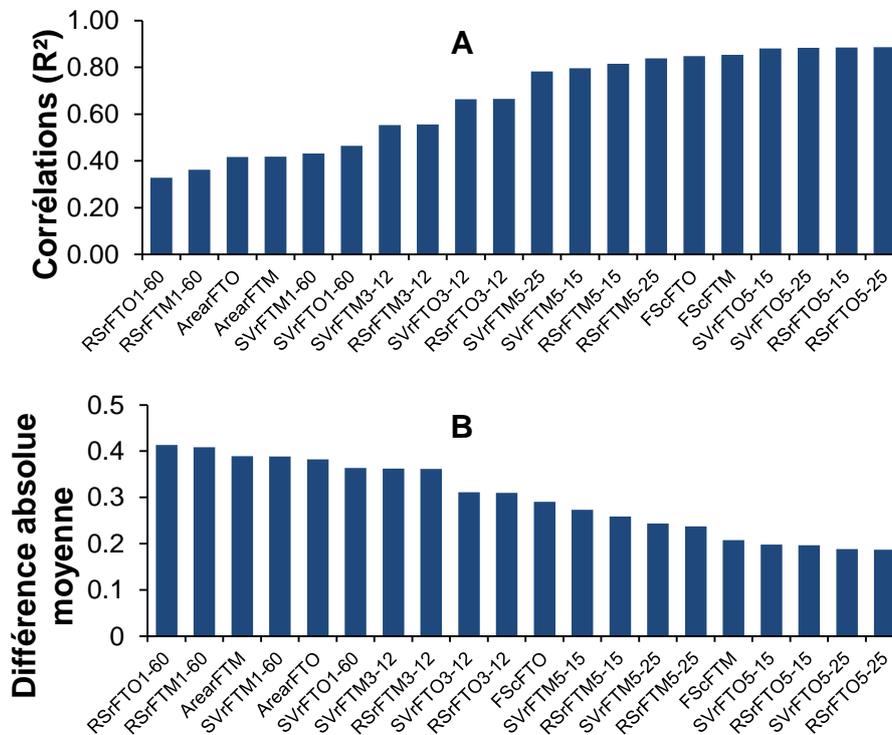


Figure (10.6) – Corrélations (A) et moyennes des différences absolues (B) entre les profondeurs de champ mesurées et prédites pour les 20 critères de qualité d'images calculés.

La figure (10.7) donne un exemple de la corrélation (A) et de la représentation Bland-Altman pour le critère de qualité d'image RSrFTM<sub>5-15</sub>. Le R<sup>2</sup> obtenu est de 0.82, cependant la limite de concordance est de 0.62 D.

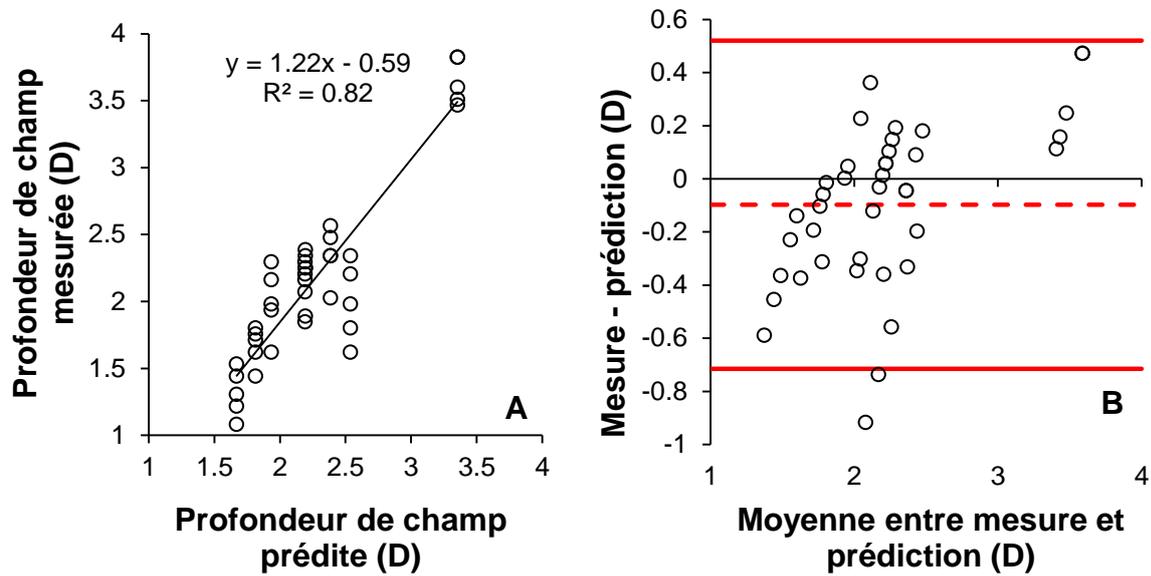


Figure (10.7) – (A) Corrélation et (B) représentation de Bland-Altman entre profondeurs de champ mesurées et prédites à l'aide du critère de qualité d'image RSrFTM<sub>5-15</sub>.

La figure (10.8) montre les profondeurs de champ moyennées entre les sujets pour toutes les conditions. Les barres bleues représentent les mesures selon le critère d'objectionable blur, les barres rouges, les profondeurs de champ issues des courbes de notes (i.e. pour un score de 0.3) et les barres vertes, celles issues des courbes de critère de qualité d'image.

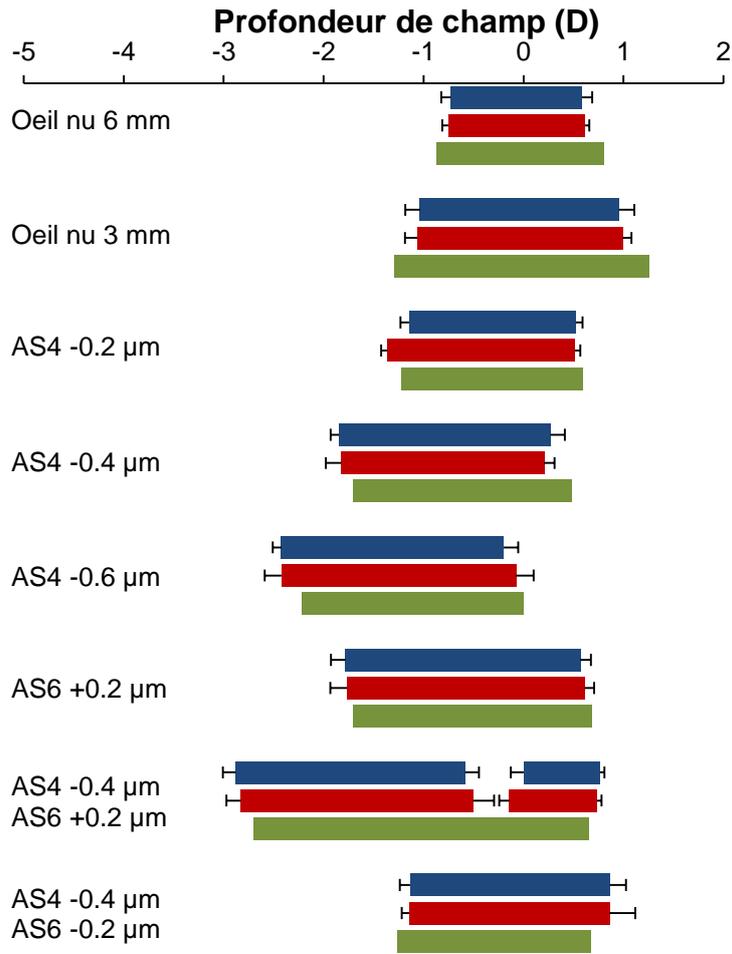


Figure (10.8) – Profondeurs de champ moyennes pour toutes les conditions. Les barres bleues représentent la profondeur de champ mesurée en utilisant le critère d’objectionable blur, les barres rouges la profondeur de champ issue des courbes de notes (i.e. au niveau 0.3) et les barres vertes la profondeur de champ issue du critère de qualité d’image RSrFTM<sub>5-15</sub>. Les barres d’erreur représentent les écarts-type.

## 10.4 - DISCUSSION

Les variations intra- et interindividuelles des notes subjectives restent relativement faibles en regard du pas de mesure. En effet, l’écart-type intra-individuel moyen a été mesuré à 0.25 et l’écart-type interindividuel était quand à lui égal à 0.29, ce qui est comparable à l’écart-type mesuré dans l’étude présentée en chapitre 9 (i.e. 0.27 et 0.39 respectivement). Ces variations ne dépassaient pas le pas de mesure. Même au centre de l’échelle (i.e. pour les images de qualité intermédiaire), les écarts-type ne dépassaient pas une valeur d’écart-type de 0.47 en moyenne.

La comparaison entre RSrFTM<sub>5-15</sub> et courbes de notes subjectives a donné un R<sup>2</sup> égal à 0.92 (figure (10.2)). D’autres auteurs avaient déjà relevé une bonne corrélation entre critères de qualité d’image et vision subjective (Granger & Cuppery, 1972) et la

comparaison entre notes subjectives et  $RSrRFTM_{5-15}$  avait déjà donné lieu à un  $R^2$  de 0.94 dans l'étude précédente (chapitre 9). Il semble donc que le modèle d'œil numérique soit capable d'anticiper la vision subjective des sujets, et ce, même en présence de combinaisons d'aberrations. Si la prédiction de la courbe de combinaison d'AS4 et d'AS6 en signes opposés semble un peu moins précise (figure (10.3)), la différence absolue moyenne pour cette condition reste proche des autres conditions (i.e. 0.37 pour une moyenne à 0.36). Il est tout de même à noter que les prédictions sont généralement moins bonnes pour les proximités extrêmes par rapport aux proximités proches du pic. Ceci peut s'expliquer par la normalisation du critère de qualité d'image, comme expliqué en section 9.2.2. En effet, le critère de qualité d'image ne prendra jamais une valeur égale à 0, tandis qu'une image très aberrante sera noté 0 par les sujets. De plus, la figure (10.4.B) montre que les notes faibles ont tendance à être surestimées par les critères de qualité d'image, alors que cette tendance s'inverse pour les notes moyennes. Enfin, il est également probable, qu'un seul critère de qualité d'image ne permette pas de prédire l'ensemble des qualités d'image, et qu'il soit nécessaire de considérer différents critères, si l'on veut prédire les bonnes qualités d'image ou les mauvaises qualités d'image. Cependant, il est nécessaire qu'il existe une raison physiologique à l'utilisation de plusieurs critères de qualité d'image. En effet, nous avons vu dans le chapitre 5 que la perte de contraste ou de netteté d'une cible n'engendrait pas la même chute d'un même critère de qualité d'image, alors que les images étaient alors toutes deux considérées comme acceptables. Cette différence pourrait avoir une explication rétinienne, ou post-rétinienne, dans le traitement de la dégradation et reste encore à étudier.

Au pic, l'addition d'AS4, d'AS6 ou une combinaison des deux tend à réduire la note subjective maximale, avec un effet croissant si l'on augmente la quantité d'aberration induite. Ainsi, avec  $0.2 \mu\text{m}$  d'AS4, les sujets notent la meilleure image à environ 4.33 et à 2.75 lorsque sont ajoutés  $0.6 \mu\text{m}$  d'AS4. De plus, la largeur globale de la courbe augmente également (Figure (10.3)). Cet effet est similaire à celui précédemment mesuré sur les performances visuelles (Piers et al., 2004).

Nous avons mesuré une profondeur de champ de l'œil nu de 1.31 D en moyenne, pour le critère d'objectionable blur. Nous avons précédemment mesuré une profondeur de champ basée sur le même critère de flou variant de 1.35 D à 1.67 D. Atchison et al. (2009a) ont mesuré, en corrigeant également les aberrations d'ordre supérieur, sur 2 sujets, une profondeur de champ de 1.43 D. La profondeur de champ subjective présente donc certaines variations entre les études, mais les résultats restent cependant

comparables. Ces variations peuvent s'expliquer par les variations entre les individus, inhérentes au critère. L'ajout d'AS4 et/ou d'AS6 a eu pour effet d'augmenter la profondeur de champ comme vu précédemment dans les chapitres 5, 6 et 7. L'addition de  $-0.2 \mu\text{m}$  d'AS4 a augmenté la profondeur de champ d'un facteur 1.27 et 1.69 avec l'ajout de  $-0.6 \mu\text{m}$  d'AS4. L'ajout de  $-0.6 \mu\text{m}$  d'AS4 avait précédemment fait varier la profondeur de champ d'un facteur 1.49 à 1.70. Comme vu dans les chapitres précédents, la combinaison d'AS4 et d'AS6 en signes opposés augmente grandement la profondeur de champ (i.e. 2.77), alors que la combinaison de même signe ne l'augmente pas plus que l'AS4 seule (i.e. 1.52 contre 1.61 pour l'AS4 seule) (figure (10.3)). En mesurant la largeur des courbes de note au niveau 2 (i.e. entre les items « juste correct » et « mauvais »), nous n'avons mesuré que peu d'effet de l'AS4 seule, avec une augmentation maximum de la profondeur de champ d'un facteur 1.19 avec l'addition de  $-0.4 \mu\text{m}$  d'AS4. L'ajout de combinaisons d'AS4 et d'AS6 a cependant eu un effet similaire à celui trouvé pour la profondeur de champ mesurée sur la base de l'objectionable blur, avec une augmentation d'un facteur 2.35. Les profondeurs de champ mesurées sur les courbes de notes étaient, en revanche, globalement plus faibles que celles mesurées. Il est cependant important de noter que le niveau auquel la profondeur de champ est mesurée est très important.

Nous avons ainsi mesuré la largeur des courbes de notes à différents niveaux, afin de la comparer à la profondeur de champ mesurée sur la base de l'objectionable blur. La meilleure corrélation (i.e.  $r^2 = 0.9$  pour l'objectionable blur) a été obtenue pour une largeur de courbe mesurée à un niveau sur les courbes de 0.3 (table (10.2)). On peut donc penser que la qualité d'image subjective nécessaire à rendre l'image inacceptable serait une image dont l'évaluation serait inférieure à 0.3, soit 6% du pic. Ce niveau correspond au terme de l'échelle « très mauvais ». Ce résultat semble assez surprenant, signifiant qu'une image très mauvaise serait considérée comme acceptable. Il est cependant essentiel de noter que les termes de l'échelle ne sont que des indications. Les recommandations ITU-R précisent d'ailleurs qu'il est difficile d'attribuer un terme à une note. Ce niveau semble tout de même excessivement bas et pourrait sembler ne pas être le critère de profondeur de champ le plus adéquat afin de rendre compte de la vision des sujets à travers une optique multifocale. En se basant sur la note 2 comme niveau de mesure, la limite de concordance (i.e. 0.8) reste inférieure à un pas, cependant, la différence absolue moyenne est beaucoup plus importante (i.e. 0.88) et clairement inacceptable, tout du moins pour ce critère de flou.

Nous avons également tenté de prédire la profondeur de champ à l'aide des 20 critères de qualité d'images calculés (Figure (10.6)). Les corrélations trouvées dans cette étude sont globalement meilleures que celles des études précédentes, cependant, l'analyse Bland-Altman révèle une limite de concordance élevée (i.e. 0.62 D), avec une moyenne des différences de -0.10 D, signifiant que les prédictions ont tendance à surestimer les profondeurs de champ mesurées. De plus, la figure (10.7.B) montre que la différence entre notes et prédictions est négative pour les faibles valeurs de profondeurs de champ et devient positive pour les valeurs de profondeurs de champ plus élevées. La corrélation obtenue dans cette étude semble donc cacher la faiblesse de la qualité de la prédiction. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'une des combinaisons testées (-0.4  $\mu\text{m}$  d'AS4 combiné à +0.2  $\mu\text{m}$  d'AS6) donne des profondeurs de champ beaucoup plus grandes que les autres, donnant deux nuages de points bien dissociés. Il est alors logique de trouver une corrélation linéaire bien ajustée. Si l'on ne considère pas cette condition dans la corrélation, celle-ci tombe à un  $R^2$  de 0.46 pour la  $\text{RSrFTM}_{5-15}$ , ce qui est comparable aux résultats des études précédentes. De plus, la corrélation très faible trouvée dans le chapitre 5 peut en partie être expliqué par le fait que nous avons mesuré un tiers des conditions pour une pupille de 3 mm. En considérant les pupilles séparément, les corrélations remontaient, avec notamment un  $R^2$  de 0.42 pour la pupille de 6 mm et le critère  $\text{RSrFTM}_{5-15}$ .

Il semble donc que les notes subjectives permettent de bien rendre compte de la vision subjective des sujets, avec des variations intra-individuelles acceptables. La prédiction de ces notes subjectives donne également des résultats encourageants.

La prédiction de la profondeur de champ semble également limitée, malgré une corrélation assez bonne. En effet, l'analyse Bland-Altman montre une moyenne des différences décalée par rapport au 0 et une limite de concordance à 95% plus de 3 fois supérieure au pas de mesure.

Si les prédictions montrent donc certaines limitations, les critères de vision subjective que sont les notes subjectives et la profondeur de champ seraient un bon outil, en plus des performances visuelles, afin d'évaluer la vision des sujets portant des optiques multifocales (e.g. implants intraoculaires, lentilles multifocales,...).

# CONCLUSION

---

L'objectif de ces travaux était de prédire la vision subjective, définie dans un premier temps par la profondeur de champ subjective, puis par l'appréciation subjective d'images, et ce, en présence d'aberrations monochromatiques.

La prédiction de la profondeur de champ par des critères de qualité d'image a montré certaines limitations. Cependant, l'utilisation d'images simulées calculées à partir du même modèle d'œil, a permis de bien rendre compte de la profondeur de champ subjective mesurée sur des images dégradées optiquement. De plus cette technique était plus rapide et permettait de simuler des défauts plus importants.

La gradation subjective d'images dégradées est plus prédictible ( $R^2 > 0.9$ ) que la profondeur de champ. Cependant, la prédiction par un seul critère de qualité d'image ne permettait pas de prédire aussi bien les bonnes et les mauvaises qualités d'image, laissant supposer qu'une combinaison de critères de qualité d'image permettrait peut-être de prédire ces notes subjectives plus précisément. En revanche, il serait nécessaire d'appuyer cette méthode sur des propriétés physiologiques. Nous avons remarqué que l'apparence de la dégradation de l'image avait son importance dans l'acceptabilité du flou. La perte de contraste ou la perte de netteté n'étaient pas tolérées avec le même degré, et il semblerait que les sujets soient plus tolérants à une perte plus importante de contraste que de netteté.

Les notes subjectives présentaient un autre avantage par rapport à la profondeur de champ. En effet, il semble que le critère de flou choisit pour la mesure de la profondeur de champ montre une grande variabilité, pouvant être expliqué notamment par une différence d'exigence visuelle. L'utilisation de l'évaluation subjective d'images à différentes proximités permettrait de mesurer des profondeurs de champ sur ces courbes à différents niveaux, en fonction des exigences visuelles des sujets. Il resterait à définir ces exigences visuelles, afin de pouvoir en déduire un niveau sur la courbe, auquel mesurer la profondeur de champ.

## Conclusion

L'ajout d'AS4 et d'AS6 a eu un effet positif sur la profondeur de champ avec une augmentation de celle-ci jusqu'à 3.48 D d'augmentation. Cependant, on peut se demander dans quelle mesure une telle augmentation est nécessaire lorsque l'on parle d'optiques multifocales. Ces combinaisons d'aberration sphérique restent tout de même intéressantes dans l'optimisation de telles optiques.

De plus, l'ajout de coma, qui peut être assimilée au décentrement d'une lentille multifocale par exemple, a montré un effet positif sur la profondeur de champ.

Les mesures que nous avons effectuées ont cependant été réalisées en condition monoculaire. Étendre ces résultats à une expérimentation binoculaire pourrait permettre de se rendre compte de l'évolution de la vision subjective à l'aide d'optiques multifocales, en condition réelles, et par exemple avec des optiques multifocales différentes sur les deux yeux (e.g. lentilles multifocales à profils inversés). Cet objectif pourrait d'ailleurs être atteint à l'aide des images simulées.

# Références

Albarrán C, Pons AM, Lorente A, Montes R, Artigas JM. Influence of the tear film on optical quality of the eye. *Contact Lens Anterior Eye* 1997; 20: 129-35.

Aldridge R, Pearson D. A calibration method for continuous video quality (SSCQE) measurements. *Signal processing. Image communication* 2000; 16(3): 321-32.

American National Standard for the Safe Use of Lasers ANSI Z136.1 (Laser Institute of America, Orlando, Fla, 1993).

Applegate RA, Lakshminarayanan V. Parametric representation of Stiles-Crawford functions: normal variation of peak location and directionality. *J Opt Soc Am A* 1993; 10: 1611-23.

Applegate RA, Hilmantel G, Howland HC. Corneal aberrations increase with the magnitude of radial keratotomy refractive correction. *Optom Vis Sci* 1996; 73: 585-9.

Applegate RA, Sarver EJ, Khemsara V. Are all aberrations equal? *J Refract Surg* 2002; 18: 556-62.

Applegate RA, Ballentine C, Gross H, Sarver EJ, Sarver CA. Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square error. *Optom Vis Sci* 2003a; 80: 97-105.

Applegate RA, Marsack J, Ramos R. Interaction between aberrations can improve or reduce visual performance. *J Cat Refract Surg* 2003b; 29: 1487-95.

Applegate RA. Glenn Fry Award Lecture 2002: wavefront sensing, ideal corrections, and visual performance. *Optom Vis Sci* 2004; 81: 167-77.

Applegate RA, Donnelly WJ, Marsack JD, Koenig DE, Pesudovs K. Three-dimensional relationship between high-order root-mean-square wavefront error, pupil diameter, and aging. *J Opt Soc Am A* 2007; 24: 578-87.

Artal P. Incorporation of directional effects of the retina into computations of the modulation transfer function of human eyes. *J Opt Soc Am A* 1989; 6: 1941-4.

Artal P, Guirao A. Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye. *Optics Letters* 1998; 23: 1713-1715.

## Références

- Artal P, Guirao A, Berrio E, Williams DR. Compensation of corneal aberrations by the internal optics in the human eye. *Journal of Vision* 2001; 1: 1-8.
- Artal P, Chen L, Fernández EJ, Singer B, Manzanera S, Williams DR. Neural compensation for the eye's optical aberrations. *Journal of Vision* 2004; 4(4): 281–287.
- Atchison DA, Charman WN, Woods RL. Subjective depth-of-focus of the eye. *Optom Vis Sci* 1997; 74: 511–520.
- Atchison DA, Smith G. *Optics of the Human Eye*. Oxford, Butterworth-Heinemann 2000.
- Atchison DA, Fisher SW, Pedersen CA, Ridall PG. Noticeable, troublesome and objectionable limits of blur. *Vision Res* 2005; 45: 1967–1974.
- Atchison DA, Smith G. Chromatic dispersions of the ocular media of human eyes. *J Opt Soc Am A* 2005; 22: 29-37.
- Atchison DA, Markwell EL, Kasthurirangan S, Pope JM, Smith G, Swann PG. Age-related changes in optical and biometric characteristics of emmetropic eyes. *Journal of Vision* 2008, 8(4): 29, 1-20.
- Atchison DA, Guo H, Fisher SW. Limits of spherical blur determined with an adaptive optics mirror. *Ophthalmic Physiol Opt* 2009a; 29: 300–311.
- Atchison DA, Guo H, Charman WN, Fisher SW. Blur limits for defocus, astigmatism and trefoil. *Vision Res* 2009b; 49(14): 2393-2403.
- Barbero S, Marcos S, Merayo-lloves J, Moreno-barriuso E. Validation of the estimation of corneal aberrations from videokeratography in keratoconus. *J Refract Surg* 2002a; 18: 263-270.
- Barbero S, Marcos S, Llorente L. Optical changes in corneal and internal optics with cararact surgery. 2002b. ARVO e-abstract 388, 73.
- Beckman C, Nilsson O, Paulsson LE. Intraocular light scattering in vision artistic painting, and photography. *Appl Opt* 1994; 33: 4749-53.
- Boynton RM, Clarke FJJ. Sources of entoptic scatter in the human eye. *J Opt Soc Am* 1964; 54: 110-9.
- Bradley A. Glenn A. Fry Award Lecture 1991: Perceptual manifestations of imperfect optics in the human eye: attempts to correct for ocular chromatic aberration. *Optom Vis Sci* 1992; 69: 515-21.

## Références

- Bradley A, Rahman HA, Soni PS, Zhang X. Effects of target distance and pupil size on letter contrast sensitivity with simultaneous vision bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 1993; 70: 476-81.
- Brunette I, Bueno JM, Parent M, Hamam H, Simonet P. Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2003; 44: 5438-46.
- Burton GJ. Evidence for non-linear response processes in the human visual system from measurements on the thresholds of spatial beat frequencies. *Vision Res* 1973; 13: 1211-25.
- Burton GJ, Haig ND. Effects of the Seidel aberrations on visual target discrimination. *J Opt Soc Am A*. 1984 Apr;1(4):373-85.
- Calver RI, Cox MJ, Elliott DB. Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye. *J Opt Soc Am A* 1999; 16: 2069-78.
- Campbell FW. The depth of field of the human eye. *Optica Acta* 1957; 4: 157-64.
- Campbell FW, Green DG. Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J Physiol* 1965; 181: 576-93.
- Castejón-Mochon JF, López-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Res* 2002; 42: 1611-7.
- Charman WN. Wavefront aberration of the eye: a review. *Optom Vis Sci* 1991; 68: 574-83.
- Charman WN. Aberrations and myopia. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2005; 25(4): 285-301.
- Chen L, Singer B, Guirao A, Porter J, Williams DR. Image metrics for predicting subjective image quality. *Optom Vis Sci* 2005; 82: 358-69.
- Chen L, Artal P, Gutierrez D, Williams DR. Neural compensation for the best aberration correction. *Journal of Vision* 2007; 7(10): 1–9.
- Cheng X, Bradley A, Hong X, Thibos LN. Relationship between refractive error and monochromatic aberrations of the eye. *Optom Vis Sci*. 2003 Jan;80(1):43-9.
- Cheng X, Bradley A, Thibos LN. Predicting subjective judgment of best focus with objective image quality metrics. *Journal of Vision* 2004; 4(4)7: 310-21.
- Cheng X, Bradley A, Ravikumar S, Thibos LN. Visual impact of Zernike and Seidel forms of monochromatic aberrations. *Optom Vis Sci* 2010; 87: 300–312.

## Références

- Ciuffreda KJ, Wang B, Wong D. Central and near peripheral retinal contributions to the depth-of-focus using naturalistic stimulation. *Vision Res.* 2005; 45(20): 2650-8.
- Ciuffreda KJ, Selenow A, Wang B, Vasudevan B, Zikos G, Ali SR. "Bothersome blur": a functional unit of blur perception. *Vision Res.* 2006; 46(6-7): 895-901.
- Ciuffreda KJ, Wang B, Vasudevan B. Depth-of-focus: Control system implications. *Comput Biol Med.* 2007; 37(7): 919-23.
- Cufflin MP, Mankowska A, Mallen EA. Effect of blur adaptation on blur sensitivity and discrimination in emmetropes and myopes. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2007; 48(6): 2932-9.
- Dalimier E, Dainty C, Barbur JL. Effects of higher-order aberrations on contrast acuity as a function of light level. *Journal of Modern Optics* 2008a; 55: 791-803.
- Dalimier E, Dainty C. Use of a customized vision model to analyze the effects of higher-order ocular aberrations and neural filtering on contrast threshold performance. *J Opt Soc Am A* 2008b; 25: 2078-87.
- De Valois RL, De Valois KK. *Spatial vision.* New York, NY: Oxford University Press 1988; 147-75.
- Dubbelman M, Sicam VADP, Van Der Heijde RGL. The contribution of the posterior surface to the coma aberration of the human cornea. *Journal of Vision* 2007; 7: 1-8.
- El Hage SG, Berny F. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J Opt Soc Am A* 1973; 63: 205-211.
- Fernandez EJ, Vabre L, Hermann B, Unterhuber A, Pavazay B, Drexler W. Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye. *Optics Express* 2006; 20: 8900-17.
- Granger EM, Cupery KN. An optical merit function (SQF), which correlates with subjective image judgments. *Photograph Sci Eng* 1972; 16: 221-30.
- Green DG, Campbell FW. Effect of focus on the visual response to a sinusoidally modulated spatial stimulus. *J Opt Soc Am* 1965; 55: 1154–1157.
- Guirao, A. & Artal, P. Corneal wave aberration from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure. *J Opt Soc Am A* 2000; 17: 955-965.

## Références

- Guirao A, Williams DR, Cox IG. Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. *J Opt Soc Am A* 2001; 18(5): 1003-15.
- Guirao A, Porter J, Williams DR, Cox IG. Calculated impact of higher-order monochromatic aberrations on retinal image quality in a population of human eyes. *J Opt Soc Am A* 2002;19: 1-9.
- Guirao A, Williams DR. A method to predict refractive errors from wave aberration data. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 36-42.
- Hanley JA, McNeil BJ. The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. *Radiology* 1982; 143: 29–36.
- Hartmann J. Bemerkungen über den Bau und die Justirung von Spektrographen. *Z Instrumentenknd* 1900; 20: 47.
- He JC, Sun P, Held R, Thorn F, Sun X, Gwiazda JE. Wavefront aberrations in eyes of emmetropic and moderately myopic school children and young adults. *Vision Res* 2002; 42(8): 1067-70.
- Hirsch J, Curcio CA. The spatial resolution capacity of human foveal retina. *Vision Res* 1989; 29: 1095-101.
- Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon JL, Williams DR. Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am A* 2001a; 18: 497-506.
- Hofer H, Chen L, Yoon GY, Singer B, Yamauchi Y, Williams DR. Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations. *Optics Express* 2001b; 11: 631-43.
- Howarth PA, Zhang X, Bradley A, Still DL, Thibos LN. Does the chromatic aberration of the eye vary with age? *J Opt Soc Am A* 1988; 5: 2087-92.
- ITU-R, Methodology for the subjective assessment of the quality of television pictures, Recommendation ITU-R BT (1974-2002); 500-506.
- Jeong TM, Yoon G. Customized correction of wavefront aberrations in abnormal human eyes by using a phase plate and a customized contact lens. *Journal of the Korean Physical Society* 2006; 49: 121-5.

## Références

- Kelly JE, Mihashi T, Howland HC. Compensation of corneal horizontal/vertical astigmatism, lateral coma, and spherical aberration by internal optics of the eye. *Journal of Vision* 2004; 4: 262-271.
- King DC, Michels KM. Muscular tension and the human blink rate. *J Exp Psychol* 1957; 53: 113-6.
- Koh S, Maeda N, Kuroda T, Hori Y, Watanabe H, Fujikado T, Tano Y, Hirohara Y, Mihashi T. Effect of tear film break-up on higher-order aberrations measured with wavefront sensor. *Am J Ophthalmol* 2002; 134: 115-7.
- Koh S, Maeda N, Hirohara Y, Mihashi T, Ninomiya S, Bessho K, Watanabe H, Fujikado T, Tano Y. Serial measurements of higher-order aberrations after blinking in normal subjects. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006; 47(8): 3318-24.
- Lakshminarayanan V, Lang AJ, Portney V. The "Expected Visual Outcome" (EVO) model: methodology and clinical validation. *Optometry and vision science* 1995; 72(7): 511-21.
- Legrand Y & El Hage SG. *Physiological Optics (Vol. 1)*, Berlin-Heidelberg, Springer Verlag 1980.
- Legras R, Chateau N, Charman WN. A method for simulation of foveal vision during wear of corrective lenses. *Optom Vis Sci* 2004a; 81: 729-38.
- Legras R, Chateau N, Charman WN. Assessment of just-noticeable differences for refractive errors and spherical aberration using visual simulation. *Optom Vis Sci.* 2004b; 81(9): 718-28.
- Legras R, Rouger H. Just-Noticeable Levels of Aberration Correction. *Journal of Optometry* 2008a; 1(2): 71-77.
- Legras R, Rouger H. Calculations and Measurements of the Visual Benefit of Correcting the Higher-order Aberrations Using Adaptive Optics Technology. *Journal of Optometry* 2008b; 1(1): 22-29.
- Legras R, Benard Y, Rouger H. Through-focus visual performance measurements and predictions with multifocal contact lenses. *Vision Res.* 2010; 50(12): 1185-93.
- Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wavefront sensor. *J Opt Soc Am A* 1994; 11: 1949-57.

## Références

- Liang J, Williams DR, Miller DT. Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. *J Opt Soc Am A* 1997; 14: 2884-92.
- López-Gil N, Benito A, Castejón-Mochon JF, Marin JM, Lo-a-Foe G, Marin G, Fermigier B, Joyeux D, Chateau N, Artal P. Aberration correction using customized soft contact lenses with aspheric and asymmetric surfaces. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2002; 43: ARVO E Abstract 973.
- López-Gil N, Rucker FJ, Stark LR, Badar M, Borgovan T, Burke S, Kruger PB. Effect of third-order aberrations on dynamic accommodation. *Vision Res* 2007; 47:755-765.
- López-Gil N, Chateau N, Castejón-Mochon JF, Artal P, Benito A. Correcting ocular aberrations by soft contact lenses. *S Afr Optom* 2003; 62: 173-7.
- López-Gil N, Castejón-Mochón JF, Fernández-Sánchez V. Limitations of the ocular wavefront correction with contact lenses. *Vision Res.* 2009; 49(14): 1729-37.
- Manzanera S, Prieto PM, Canovas C, Weeber H, Piers P, Artal P. Predicting visual estimates of depth of focus from optical data. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2009; 50: ARVO E-Abstract 1120.
- Marcos S, Moreno E, Navarro R. The Depth-of-field of the human eye with polychromatic light from objective and subjective measurements. *Vision Res* 1999; 39: 2039-49.
- Marsack JD, Thibos LN, Applegate RA. Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance. *Journal of Vision* 2004; 4(4)8: 322-8.
- Marsack JD, Parker KE, Niu Y, Pesudovs K, Applegate RA. On-eye performance of custom wavefront-guided soft contact lenses in a habitual soft lens-wearing keratoconic patient. *J Refract Surg.* 2007; 23(9): 960-4.
- Martin JA, Roorda A. Predicting and assessing visual performance with multizone bifocal contact lenses. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 812-9.
- McCord LK, Scarfe WC, Naylor RH, Scheetz JP, Silveira A, Gillespie KR. Digitized hand-wrist radiographs: comparison of subjective and software-derived image quality at various compression ratios. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 131(5): 679-88.
- McLellan JS, Marcos S, Burns SA. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001; 42: 1390-5.

## Références

- Millodot M, Sivak J. Contribution of the cornea and lens to the spherical aberration of the eye. *Vision Res* 1979; 19: 685-687.
- Montés-Micó R, Alió JL, Muñoz G, Pérez-Santonja JJ, Charman WN. Postblink changes in total and corneal ocular aberrations. *Ophthalmology* 2004; 111: 758-67.
- Morrell A, Whitefoot HD, Charman WN. Ocular chromatic aberration and age. *Ophthalm Physiol Opt* 1991; 11: 385-90.
- Mouroulis P, Zhang HP. Visual instrument image quality metrics and the effects of coma and astigmatism. *J Opt Soc Am A* 1992; 9: 34-42.
- Mouroulis P. Aberration and image quality representation for visual optical systems. In *Visual Instrumentation - Optical Design and Engineering Principles*, edited Mouroulis P, McGraw Hill, New York 1999; 2: 27-68.
- Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC. Changes in corneal wavefront aberrations with aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1999; 40: 1351-5.
- Oshima S. Studies on the DoF of the human eye. *Japanese Journal of ophthalmology* 1958; 2: 63-72.
- Parvez Sazzad ZM, Kawayoke Y, Horita Y. No reference image quality assessment for JPEG 2000 based on spatial features. *Signal Processing: Image Communication* 2008; 23: 257-268.
- Piers PA, Fernandez EJ, Manzanera S, Norrby S, Artal P. Adaptive optics simulation of intraocular lenses with modified spherical aberration. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2004; 45: 4601-4610.
- Piers PA, Manzanera S, Prieto PM, Gorceix N, Artal P. Use of adaptive optics to determine the optimal ocular spherical aberration. *J Cat Refract Surg* 2007; 33: 1721-26.
- Plakitsi A, Charman WN. Ocular spherical aberration and theoretical through-focus modulation transfer functions calculated for eyes fitted with two types of varifocal presbyopic contact lens. *Journal of the British Contact Lens Association* 1995; 20: 97-106.
- Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am A* 2001; 18: 1793-803.
- Rayleigh L. Diffraction. In: *Encyclopedia Britannica* 11th edn. Vol.8. Encyclopedia Britannica Co., New-York. 1910: 245.

## Références

- Rocha KM, Vabre L, Harms F, Chateau N, Krueger RR. Effects of Zernike wavefront aberrations on visual acuity measured using electromagnetic adaptive optics technology. *J Refract Surg* 2007; 23: 953-9.
- Rocha KM, Vabre L, Chateau N, Krueger RR. Expanding depth of focus by modifying higher-order aberrations induced by an adaptive optics visual simulator. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1885–1892.
- Ronchi L, Molesini G. Depth of focus in peripheral vision. *Ophthalmic Res* 1975; 7: 152–157.
- Rosenfield M, Abraham-Cohen JA. Blur sensitivity in myopes, *Optom.Vis Sci* 1999; 76: 303-307.
- Rosser DA, Laidlaw DA, Murdoch IE. The development of a ‘reduced logMAR’ visual acuity chart for use in routine clinical practice. *Br J Ophthalmol* 2001; 85(4): 432-436.
- Rosser DA, Murdoch IE, Fitzke FW, Laidlaw DAH. Improving on ETDRS acuities: design and results for a computerised thresholding device. *Eye* 2003; 17: 701-706.
- Rouger H, Benard Y, Legras R. Effect of monochromatic induced aberrations on visual performance measured by adaptive optics technology. *J Refract Surg* 2010a; 26: 578–587.
- Rouger R, Bénard Y, Gatinel D, Legras R. Visual tasks dependence of the neural compensation for the keratoconic eye’s optical aberrations. *J Optom* 2010b; 3(1): 60-65.
- Rynders M, Lidkea B, Chisholm W, Thibos LN. Statistical distribution of foveal transverse chromatic aberration, pupil centration, and angle  $\phi$  in a population of young adult eyes. *J Opt Soc Am A* 1995; 12: 2348-57.
- Sabesan R, Jeong TM, Carvalho L, Cox IG, Williams DR, Yoon G. Vision improvement by correcting higher-order aberrations with customized soft contact lenses in keratoconic eyes. *Optics Letters* 2007; 32:1000-2.
- Sabesan R, Yoon G. Visual performance after correcting higher order aberrations in keratoconic eyes. *J Vis* 2009; 9(5): 6, 1-10
- Salmon TO, van de Pol C. Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 2064-74.
- Sawides L, Gamba E, Pascual D, Dorronsoro C, Marcos S. Visual performance with real-life tasks under adaptive-optics ocular aberration correction. *J Vis.* 2010 May 1; 10(5): 19.
- Scheiner C. *Oculus, sive fundamentum opticum.* Innsbruck 1619.

## Références

- Schmid KL, Robert Iskander D, Li RW, Edwards MH, Lew JK. Blur detection thresholds in childhood myopia: single and dual target presentation. *Vision Res.* 2002; 42(2): 239-47.
- Shack PV, Platt BC. Production and use of a lenticular Hartmann screen. *J Opt Soc Am A* 1971; 61: 656.
- Smirnov MS. Measurement of the wave aberration of the human eye. *Biofizika* 1961; 6: 687-703.
- Smith G, Cox M, Calver R, Garner L. The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye. *Vision Res* 2001; 15: 235-243.
- Snyder AW, Miller WH. Photoreceptor diameter and spacing for highest resolving power. *J Opt Soc Am* 1977; 67: 696-8.
- Stiles WS, Crawford BH. The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 1933; 112: 428-50.
- Thibos LN, Ye M, Zhang X, Bradley A. The chromatic eye: a new-reduced eye model of ocular chromatic aberration in humans. *Appl Opt* 1992; 31: 3594-600.
- Thibos LN, Hong X. Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer. *Optom Vis Sci* 1999; 76: 817-25.
- Thibos LN. The prospects for perfect vision. *J Refract Surg* 2000a; 16: S540-6.
- Thibos LN. Formation and sampling of the retinal image. In: De Valois K, ed. *Seeing Handbook of Perception and Cognition*. London: Academic Press. 2000b; 1-54.
- Thibos LN. Principles of Hartmann-Shack Aberrometry. *J Refract Surg* 2000c; 16: S563-5.
- Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R. Standards for reporting the optical aberrations of eyes. In: Lakshminarayanan V, ed. *Trends in Optics and Photonics. Vision Science and Its Applications, Vol 35. OSA Technical Digest Series*. Washington, DC:Optical Society of America, 2000; 232-44.
- Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *J Opt Soc Am A* 2002; 19: 2329-48.
- Thibos LN, Hong X, Bradley A, Applegate RA. Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. *Journal of Vision* 2004; 4(4)9: 329-51.

## Références

- Tomlinson A, Hemenger RP, Garriot R. Method for Estimating the Spheric Aberration of the Human Crystalline Lens in Vivo. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1993; 34: 621-629.
- Tucker J, Charman WN. The Depth-of-focus of the human eye for Snellen letters. *Am J Optom Physiol Opt* 1975; 52(1): 3-21.
- Tucker J, Charman WN. Depth-of-focus and accommodation for sinusoidal gratings as a function of luminance. *Am J Optom Physiol Opt*. 1986; 63(1): 58-70.
- Vargas-Martin F, Prieto PM, Artal P. Correction of the aberrations in the human eye with a liquid-crystal spatial light modulator: limits to performance. *J Opt Soc Am A* 1998; 15: 2552-62.
- Vos JJ. Contribution of the fundus oculi to entoptic scatter. *J Opt Soc Am* 1963; 53: 1449-51.
- Vos JJ, Boogaard J. Contribution of the cornea to entoptic scatter. *J Opt Soc Am* 1963; 53: 869-73.
- Vos JJ, Bouman MA. Contribution of the retina to entoptic scatter. *J Opt Soc Am* 1964; 54: 95-100.
- Wang L, Dai E, Koch DD, Nathoo A. Optical aberrations of the human anterior cornea. *J Cat and Refract Surg* 2003; 29: 1514-1521.
- Wang B, Ciuffreda KJ. Depth-of-focus of the human eye in the near retinal periphery. *Vision Res*. 2004; 44(11): 1115-25.
- Wang B, Ciuffreda KJ. Foveal blur discrimination of the human eye. *Ophthalmic Physiol Opt*. 2005a; 25(1): 45-51.
- Wang B, Ciuffreda KJ. Blur discrimination of the human eye in the near retinal periphery. *Optom Vis Sci*. 2005b; 82(1): 52-8.
- Wang B, Ciuffreda KJ, Vasudevan B. Effect of blur adaptation on blur sensitivity in myopes. *Vision Res*. 2006; 46(21): 3634-41.
- Watson AB, Ahumada AJ Jr. Predicting visual acuity from wavefront aberrations. *J Vis* 2008; 8(4): 1-19.
- Williams DR. Aliasing in human foveal vision. *Vision Res* 1985a; 25: 195-205.
- Williams DR. Visibility of interference fringes near the resolution limit. *J Opt Soc Am A* 1985b; 2: 1087-93.

## Références

Winn B, Whitaker D, Elliott DB, Phillips NJ. Factors affecting light-adapted pupil size in normal human subjects. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1994; 35(3): 1132-7.

Yi F, Iskander DR, Collins MJ. Estimation of the depth of focus from wavefront measurements. *J Vis.* 2010; 10(4): 3.1-9.

Yoon GY, Williams DR. Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am A* 2002; 19: 266-75.

Yoon G, Jeong TM, Cox IG, Williams DR. Vision improvement by correcting higher-order aberrations with phase plates in normal eyes. *J Refract Surg* 2004; 20: S523-7.

Zhang X, Bradley A, Thibos LN. Achromatizing the human eye: the problem of chromatic parallax. *J Opt Soc Am A* 1991; 8: 686-91.