

Université de Montréal

Étude des effets de l'âge sur les aberrations monochromatiques de l'œil humain

par

Mireille Parent

École d'optométrie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures

en vue de l'obtention du grade de

Maîtrise ès sciences (M.Sc.)

option sciences fondamentales

Mars 2005

© Mireille Parent, 2005



WW

5

U58

2005

v. 003

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé:
Étude des effets de l'âge sur les aberrations monochromatiques de l'œil humain

présenté par:
Mireille Parent

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes:

Nadia-Marie Quesnel, O.D, MSc
Président-rapporteur

Pierre Simonet, O.D, PhD
Directeur de recherche

Habib Hamam, ing, PhD
Membre du jury

Le but de cette étude était de déterminer si l'effet de l'âge sur les aberrations monochromatiques oculaires humaines, mis en évidence par diverses études transversales, pouvait être observé en comparant, au plan statistique, deux groupes d'âges distincts.

Les aberrations monochromatiques furent mesurées en pupilles dilatées à l'aide d'un dispositif de *Hartmann-Shack*. Deux groupes de 27 sujets furent constitués; le groupe contrôle comportait des sujets de 17 à 31 ans et les sujets du groupe test avaient 60 ans et plus. Tous étaient exempts de maladie oculaire et n'avaient eu aucune chirurgie oculaire. L'équivalent sphérique de la correction des sujets ne dépassait pas $\pm 3.25D$ et leur acuité visuelle était d'au moins 6/12 pour les sujets âgés et 6/6 pour les jeunes.

Les aberrations furent calculées en utilisant le polynôme de Zernike. L'erreur RMC calculée pour les ordres 3 à 7, le 3^e ordre, le 4^e ordre et les ordres 5 à 7, de même que pour la coma et l'aberration sphérique fut comparée par un test de Student pour trois diamètres pupillaires. Pour toutes les aberrations, sauf l'aberration sphérique, la RMC obtenue était statistiquement plus élevée dans le groupe test.

Malgré la variabilité inter sujets observée dans les groupes, les aberrations monochromatiques se sont avérées significativement plus élevées chez les sujets âgés. Ceci montre que la dégradation de la qualité de l'optique oculaire avec la sénescence est suffisamment appréciable pour être mesurée dans une étude de populations.

Mots clé : œil, aberrations monochromatiques, aberrations d'ordres supérieurs, vieillissement, qualité de l'optique oculaire, variabilité

The goal of this study was to determine if the effect of age on monochromatic aberrations, which has already been observed in cross-sectional studies, could be found in an inter-group comparison.

Monochromatic aberrations were measured with a Hartmann-Shack aberrometer. All pupils were dilated. Two different age groups of 27 subjects were enrolled in the study. The younger group was composed of subjects between 17 and 31 years and the older group included subjects older than 60. All subjects had no ocular surgery and no ocular pathology. Spherical equivalent ranged between ± 3.25 D. Visual acuity was at least 6/6 for younger subjects and 6/12 for the older ones.

Optical aberrations were calculated using a Zernike polynomial extension up to the 7th order. RMS errors of orders 3 to 7, of 3rd, 4th and 5th to 7th orders, as well as coma and spherical aberrations were calculated for each age group and for three pupil diameters. Student test were performed to compare the RMS errors of the two groups for each type of aberrations. We found the RMS of the older group (60 years old and over) to be significantly higher than the RMS of the younger group for all type of aberrations except for spherical aberrations.

Despite inter-subject variability observed inside a same age group, monochromatic aberrations were found to be significantly higher among the older subjects. This indicates that the degradation of the ocular optical quality with ageing is large enough to be demonstrated in an inter-group comparison.

Key words: eye, monochromatic aberrations, higher order aberrations, aging, ocular optical quality, variability

Table des matières

Identification du jury	ii
Résumé (français)	iii
Résumé (anglais)	iv
Table des matières	v
Liste des tableaux	x
Liste des figures	xiii
Liste des abréviations	xvi
Introduction	1
Chapitre 1: Effet de la sénescence sur les composantes optiques de l'œil	3
1.1 Cornée	3
1.1.1 Forme générale de la cornée	3
1.1.2 Astigmatisme cornéen	7
1.1.3 Astigmatisme total	8
1.2 Chambre antérieure	10
1.3 Pupille	11
1.4 Cristallin	12
1.4.1 Augmentation de l'épaisseur du cristallin	12
1.4.2 Variation du profil cristallinien	13
1.4.3 Variation du gradient d'indice	16
1.4.4 Diffusion et absorption	18
1.4.5 Propriétés mécaniques	21
1.5 Chambre postérieure	23

1.6 Considérations d'ensemble	24
Chapitre 2: Analyse mathématique et mesure des aberrations	26
2.1 Concept d'aberration	26
2.1.1 Approche de l'optique instrumentale	29
2.1.2 Approche par front d'onde	31
2.2 Acquisition du front d'onde	34
2.3 Représentation mathématique du front d'onde : polynôme de Zernike et polynôme de Taylor	38
2.4 Outils mathématiques utilisés pour quantifier la qualité optique	47
2.4.1 RMC	47
2.4.2 FTM	50
2.4.3 Rapport de Strehl	52
Chapitre 3: Effet du vieillissement sur la performance visuelle et l'optique oculaire	53
3.1 Sensibilité au contraste, acuité visuelle et diffusion intra-oculaire	54
3.1.1 Sensibilité au contraste	54
3.1.2 Acuité périphérique	57
3.1.3 Diffusion intraoculaire	58
3.2 Fonction de transfert de modulation (FTM)	60
3.3 Aberrations	64
3.3.1 Aberration chromatique longitudinale	64
3.3.2 Aberration monochromatique	67
3.3.2.1 Aberrations de la cornée	67
3.3.2.2 Aberrations du cristallin	69

3.3.2.3 Aberrations de l'œil	70
Chapitre 4: Méthodologie	79
4.1 Montage	79
4.1.1 Principe du dispositif de Hartmann-Shack	79
4.1.2 Montage optique	80
4.1.2.1 Bras 1	83
4.1.2.2 Bras 2	84
4.1.2.3 Bras 3	88
4.1.2.4 Bras 4	90
4.1.2.5 Bras 5	91
4.1.3 Difficultés rencontrées et améliorations apportées	93
4.1.3.1 Réflexions multiples	93
4.1.3.2 Réflexions de la cornée	95
4.1.3.3 Visionnement et mesure de la pupille	97
4.2 Répétabilité des mesures d'aberrations	98
4.2.1 Erreur imputable à l'utilisation du logiciel d'analyse d'images	99
4.2.2 Variabilité inter sujets; erreur liée aux facteurs physiologiques	100
4.3 Sélection des sujets	101
Chapitre 5: Résultats	106
5.1 Répétabilité des mesures d'aberrations	106
5.1.1 Erreur imputable à l'utilisation du logiciel d'analyse d'images	106
5.1.2 Variabilité inter sujets; erreur liée aux facteurs physiologiques	108
5.2 Validation de l'échantillon	111
5.3 Effet de l'âge sur les aberrations	116

5.3.1 Analyse des coefficients de Zernike	116
5.3.2 Analyse de la RMC	122
5.3.2.1 RMC pour les ordres supérieurs à deux	122
5.3.2.2 RMC pour le troisième ordre	127
5.3.2.3 RMC pour le quatrième ordre	130
5.3.2.4 RMC pour les ordres 5, 6 et 7	133
5.3.2.5 RMC pour les ordres 5 à 7	138
5.3.2.6 Aberrations types	141
5.3.3 Tous types d'aberrations considérés	147
Chapitre 6: Discussion	150
6.1 Considérations sur l'échantillon	150
6.2 Répétabilité des mesures	151
6.2.1 Erreur imputable à l'utilisation du logiciel d'analyse d'images	151
6.2.2 Erreur observée sur des mesures répétées sur un même sujet	152
6.3 Effet de l'âge sur les aberrations	157
6.3.1 Analyse des coefficients de Zernike	157
6.3.2 Analyse de la RMC	162
6.3.2.1 Aberrations d'ordres 3 à 7	163
6.3.2.2 Aberrations de 3 ^e ordre	163
6.3.2.3 Aberrations de 4 ^e ordre	165
6.3.2.4 Aberrations d'ordres 5 à 7	166
6.3.2.5 Coma	166
6.3.2.6 Aberrations sphériques	168
Conclusion	170

Bibliographie	174
Annexe A: Critères d'exclusion et d'inclusion	xvii
Annexe B: Tableaux sur la variabilité imputable à l'utilisation du Logiciel AberCalc	xx

Liste des tableaux

Chapitre 2

Tableau I	Termes individuels du polynôme de Zernike	44
-----------	---	----

Chapitre 5

Tableau II	Résultats obtenus sur deux sujets contrôle pour tester la variabilité inter sujets	109
Tableau III	Erreurs de réfraction des sujets	116
Tableau IV	Coefficients statistiquement différents de zéro pour chaque groupe d'âge et chaque diamètre pupillaire	121
Tableau V	Coefficients de Zernike démontrant une différence statistiquement significative entre les deux groupes d'âge	121
Tableau VI	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations d'ordres supérieurs, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	126
Tableau VII	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 3 ^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	129
Tableau VIII	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 4 ^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	132

Tableau IX	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 5 ^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	135
Tableau X	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 6 ^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	136
Tableau XI	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 7 ^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	137
Tableau XII	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations du 5 ^e au 7 ^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	140
Tableau XIII	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de type coma (3 ^e au 7 ^e ordre), ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	145
Tableau XIV	Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations sphériques (4 ^e et 6 ^e ordres), ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F	146
Tableau XV	Contribution de chaque ordre ou type d'aberrations aux aberrations d'ordres supérieurs pour les deux groupes d'âge	149

Annexe B

Tableau BI	Valeurs de RMC d'ordres 3 à 7 obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image	XXI
Tableau BII	Valeurs de RMC d'ordre 3 obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image	XXII
Tableau BIII	Valeurs de RMC d'ordre 4 obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image	XXIII
Tableau BIV	Valeurs de RMC d'ordre 5 à 7 obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image	XXIV
Tableau BV	Valeurs de RMC pour les aberrations de type coma obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image	XXV
Tableau BVI	Valeurs de RMC pour l'aberration sphérique obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image	XXVI

Liste des figures

Chapitre 1

Figure 1.	Coupe transversale du cristallin	19
-----------	----------------------------------	----

Chapitre 2

Figure 2	Représentation de l'aberration chromatique	28
Figure 3	Formation de l'aberration sphérique	30
Figure 4	Formation de la coma	30
Figure 5	Front d'onde sphérique et plan	32
Figure 6	Front d'onde dans l'espace image	33
Figure 7	Front d'onde dans l'espace objet	33
Figure 8	Front d'onde perpendiculaire avec l'axe optique	35
Figure 9	Représentation du cas idéal et du cas réel	37
Figure 10	Pyramide représentant des profils de fronts d'ondes affectés par des aberrations pures définies par chacun des coefficients du polynôme de Zernike	47

Chapitre 4

Figure 11	Montage du dispositif de <i>Hartmann-Shack</i>	82
Figure 12	Bras 1	83
Figure 13	Principe du collimateur	84
Figure 14	Détail du bras 2	87

Figure 15	Bras 3	88
Figure 16	Bras 4	90
Figure 17	Bras 5	91
Figure 18	Demi-cibles Vernier	93
Figure 19	Réflexions multiples causées par l'épaisseur de la lame séparatrice	94
Figure 20	Ouverture du diaphragme	94
Figure 21	Réflexion cornéenne	95
Figure 22	Réflexions cornéennes et direction du regard	97
 Chapitre 5		
Figure 23	Régressions effectuées sur les équivalents sphériques pour le groupe de sujets âgés entre 17 et 31 ans	113
Figure 24	Régressions effectuées sur les équivalents sphériques pour le groupe de sujets âgés de plus de 60 ans	113
Figure 25	Distribution des erreurs de réfraction	114
Figure 26	Axe de l'astigmatisme mesuré pour tous les sujets	115
Figure 27	Moyenne des coefficients de Zernike pour les deux groupes	120
Figure 28	Valeurs de RMC calculées pour les aberrations d'ordres supérieurs à deux (ordres 3 à 7)	125
Figure 29	Valeurs de RMC calculées pour les aberrations de troisième ordre	128

Figure 30	Valeurs de RMC calculées pour les aberrations de quatrième ordre	131
Figure 31	Valeurs de RMC calculées pour les aberrations d'ordres 5 à 7	139
Figure 32	Valeurs de RMC calculées pour les aberrations de type coma (coefficients Z^{-1}_3 , Z_3 , Z^{-1}_5 , Z^1_5 , Z^{-1}_7 et Z^1_7).	142
Figure 33	Valeurs de RMC calculées pour les aberrations sphériques (Z^0_4 et Z^0_6)	143
Figure 34	Contribution de chaque ordre aux aberrations d'ordres supérieurs pour les deux groupes	148

Liste des abréviations

LCA	<i>Longitudinal Chromatic Aberration</i> (aberration chromatique longitudinale)
TCA	<i>Transversal Chromatic Aberration</i> (aberration chromatique transversale)
RMC	Racine de la Moyenne des Carrés (<i>Root Mean Square</i>)
FTM	Fonction de Transfert de Modulation (<i>Modulation Transfer Function</i>)
PSF	Point Spread Function (réponse impulsionnelle)
FTO	Fonction de Transfert Optique
FSC	Fonction de Sensibilité au Contraste (<i>Contrast Sensitivity Function</i>)
LIO	lentille intra-oculaire
HeNe	hélium-néon
CCD	<i>Charged Coupled Device</i>
ANOVA	Analyse de variance

Introduction

Les aberrations monochromatiques de l'œil sont directement liées à la qualité optique des dioptries oculaires. Il semble maintenant admis que la forme de la cornée et la taille de la pupille soient dépendantes de l'âge. De plus, le cristallin passe par plusieurs changements au cours de la sénescence, tels une augmentation de son épaisseur, une modification de la courbure de ses faces, un changement possible de son profil d'indice de réfraction et une diffusion accrue de la lumière. Il n'est pas prouvé, et il semble improbable, que les modifications du cristallin au fil du temps soient entièrement compensées par celles de la cornée. Comme ces facteurs peuvent être responsables d'aberrations, il semble justifié de croire qu'une modification de ces derniers pourra avoir des répercussions sur la nature et l'amplitude des aberrations rencontrées.

Diverses études ont été réalisées sur la question mais toutes étaient des évaluations transversales de population alors que la grande variabilité des aberrations monochromatiques entre les sujets est connue de longue date. Le but de ce projet est donc de mettre en évidence l'existence de différence du niveau d'aberrations entre un groupe de jeunes adultes et un groupe de gens plus âgés. L'étude non transversale des aberrations monochromatiques permettra de voir si leur évolution est bien réelle et si la différence est statistique ou simplement une tendance artificielle créée par la grande variabilité inter individuelle observée dans les autres études.

Le premier chapitre du mémoire fera la recension des principaux effets de l'âge sur les paramètres oculaires qui pourraient avoir des répercussions sur les aberrations monochromatiques mesurées. La théorie sur les aberrations monochromatiques et leurs mesures sera présentée dans le chapitre 2 et les études publiées sur l'effet de l'âge sur la qualité optique et les aberrations seront revues au troisième chapitre. La présentation du dispositif utilisé, des mesures prises au cours de l'étude et de l'échantillon seront exposés dans la méthodologie au chapitre 4. Finalement, les résultats obtenus (chapitre 5), la discussion (chapitre 6) et la conclusion cloront le mémoire.

1. Effet de la sénescence sur les composantes optiques de l'œil

Si l'œil humain se développe pendant l'enfance, il continue néanmoins à être sujet à certaines modifications tout au long de la vie. Ainsi chez l'adulte, les composantes optiques individuelles de l'œil sont modifiées tant au niveau de leur taille et leur configuration que de leurs propriétés optiques. L'ensemble des changements que subit chacune de ces composantes a un effet direct sur la vision globale et sur la performance visuelle de l'œil. Les modifications de chacune des composantes de l'œil et l'évolution des propriétés de la vision au cours de l'âge adulte et pendant la sénescence seront brièvement exposées dans ce chapitre.

1.1 Cornée

1.1.1 Forme générale de la cornée

La cornée est probablement l'élément réfractif le plus important de l'œil. Selon Gullstrand, la cornée contribue aux deux tiers de la puissance optique totale de l'œil. Cette surface est, de façon relative, facilement analysable car accessible par sa face antérieure qui constitue le dioptré principal de l'œil. Une connaissance de la forme de la partie antérieure de la cornée peut permettre de prédire la

contribution de la cornée aux aberrations de l'œil. La forme de la cornée, bien qu'asymétrique, peut en général être bien représentée par un modèle conoïde.

Kiely et col. [1] ont mesuré avec un photokératoscope, le profil cornéen de 176 yeux âgés entre 16 et 80 ans. L'intervalle des erreurs de réfraction s'étendait de -5 D à $+5$ D et l'astigmatisme restait inférieur à 2 D. La majorité des yeux avaient un astigmatisme avec la règle, c'est-à-dire une courbure cornéenne plus prononcée selon l'axe vertical. Leur étude démontra aussi que la majorité des surfaces antérieures des cornées avaient une valeur d'asphéricité négative.

Dans une étude ultérieure, Kiely et col. [2] ont fait des mesures topographiques de 98 cornées sur des sujets âgés entre 16 et 80 ans qui ne présentaient pas de pathologie cornéenne. La photokératoscopie par autocollimation fut utilisée pour les mesures du profil cornéen antérieur et les données ainsi obtenues furent lissées à l'aide d'un modèle conoïde. Les erreurs de réfraction s'étendaient de -5 D à $+5$ D et l'astigmatisme restait inférieur à 2 D. Ils observèrent que le rayon central le plus grand se trouvait en général selon le méridien horizontal et le plus petit rayon, selon le méridien vertical. Les rayons de courbure augmentent en périphérie. Des changements significatifs du rayon de courbure furent observés entre les différents groupes d'âge. Le rayon de courbure devient plus petit dans les quatre orientations (horizontale, verticale et $\pm 45^\circ$) avec l'âge, la plus petite variation suivant le méridien vertical. Cette différence dans les taux de changements entre le méridien vertical et horizontal mène à la diminution prédite de l'astigmatisme selon la règle avec l'âge. L'astigmatisme avec la règle demeure

toutefois prédominant. L'asphéricité semble montrer une distribution normale au sein de la population et ne présente pas beaucoup de variations. Aucune tendance spécifique avec l'âge ne fut observée pour la valeur et l'orientation de l'asphéricité. De façon générale, la forme de la cornée reste inchangée, même avec l'évolution de courbure centrale.

Dans leur étude sur les aberrations monochromatiques affectant la cornée avec le vieillissement, Oshika et col. [3] ont conclu que la cornée devenait moins symétrique au fil du temps mais que le rapport entre la courbure centrale et périphérique demeurait indépendant de l'âge. Guirao et col. [4] ont confirmé la diminution du rayon de courbure et ont observé une modification de l'asphéricité de la face antérieure de la cornée avec l'âge. Ils notèrent de plus que ces tendances étaient plutôt marquées entre la vingtaine et la quarantaine. Dubbelman et col. [5] n'ont toutefois pas observé de changement significatif de l'asphéricité de la face antérieure cornéenne avec l'âge sur un échantillon de 83 sujets normaux âgés entre 16 et 62 ans. Ils ont par contre observé une dépendance significative entre l'âge et l'asphéricité de la face postérieure de la cornée ($p = 0.003$). Le rapport asphéricité postérieure / asphéricité antérieure s'est aussi révélée être corrélée à l'âge ($p = 0.002$).

Löpping et Weale [6] ont mesuré l'effet de l'accommodation sur 81 sujets pour vérifier son effet sur la courbure de la cornée selon l'âge. Ils constatèrent que la courbure de la cornée ne change pas de façon significative durant

l'accommodation. La cornée devient cependant plus plate selon le méridien horizontal chez les non presbytes les plus âgés pendant la convergence.

Sanders [7] a remarqué que le rayon de la cornée augmentait pendant l'enfance jusqu'à l'âge adulte (environ 30 ans), diminuait puis augmentait encore vers 70 ans. De façon semblable, l'erreur de réfraction avec l'âge au sein de la population ne suit pas une courbe linéaire. Ces deux phénomènes sont-ils liés? L'erreur de réfraction au fil du temps serait-elle en partie compensée par la modification et le changement dans la puissance de la cornée? Deux échantillons furent utilisés pour cette étude afin de comparer la variation de l'erreur de réfraction et celle de la courbure de la cornée. Le premier échantillon comportait 2665 yeux et l'autre de 239. Sanders arrive à la conclusion que la variation de l'erreur de réfraction avec l'âge suit la même tendance que la variation de courbure de la cornée. Une relation existerait donc entre ces deux phénomènes.

Koretz et col. [8] ont, quant à eux, remarqué que l'épaisseur de la cornée semblait augmenter au cours des années. Cette augmentation d'épaisseur pourrait, selon eux, être due à l'épaississement de l'épithélium cornéen. Toutefois, selon Dubbelman et col. [9], l'épaisseur centrale de la cornée ne change pas avec l'âge.

1.1.2 Astigmatisme cornéen

La majorité de la population présente un astigmatisme avec la règle. Cependant la nature de l'astigmatisme semble changer avec l'âge et certains ont observé, entre autres, une augmentation du nombre de cas d'astigmatisme contre la règle (courbure de la cornée plus prononcée selon l'axe horizontal). Marin-Amat [10] a remarqué dans le cadre de sa pratique que, peu importe le type d'astigmatisme, il y avait une forte tendance de la part du méridien de courbure (centrale) minimale à s'orienter selon l'axe vertical avec la sénescence et que la valeur dioptrique de l'astigmatisme tendait à augmenter, surtout dans les cas d'hypermétropie. Il mentionne l'action des paupières, de la musculature extrinsèque et intrinsèque de l'œil, les changements d'élasticité de la cornée et l'élongation axiale du globe oculaire comme facteurs pouvant mener au changement de l'astigmatisme avec l'âge.

Une étude longitudinale menée par Lyle [11] montre que le nombre de cas d'astigmatisme cornéen avec la règle est majoritaire pour un groupe de sujets de moins de 30 ans. L'astigmatisme de ces sujets fut mesuré sur une période moyenne de 24.14 ans. Les résultats semblent démontrer en effet une augmentation des cas d'astigmatisme contre la règle plus importante que l'augmentation des cas d'astigmatisme avec la règle chez les sujets de plus de 30 ans. De plus, il semble y avoir une augmentation un peu plus prononcée de cette tendance après 50 ans. Le nombre de cas d'astigmatisme avec la règle continue

cependant à augmenter et demeure prédominant pendant le vieillissement mais à un taux bien moindre. Lyle compare ses résultats avec ceux des patients de deux optométristes indépendants qui auraient effectué le même type de mesures sur une période moyenne de 8.4 ans. Ces derniers semblent arriver à la même conclusion bien que leurs taux soient moins élevés que ceux de Lyle. Ceci étant probablement dû à la période plus courte de leur étude. Ces changements, peu importe la direction de l'axe du cylindre, sont toutefois relativement petits.

1.1.3 Astigmatisme total

Certains chercheurs croient que le changement de direction de l'astigmatisme avec l'âge est principalement dû au cristallin étant donné que son épaisseur augmente tout au long de la vie, entraînant une hypermétropie, principalement selon l'axe vertical [12].

Dans la seule étude longitudinale sur les courbures cornéennes antérieures, Baldwin et Mills [13] ont recueilli des données sur 34 yeux. Ces données furent recueillies pour une période minimale de 40 ans, l'âge minimum du premier test étant fixé à 30 ans. Ces auteurs attribuent toutefois le changement de l'astigmatisme à la diminution du rayon de courbure de l'axe horizontal de la cornée.

Anstice [14], dans une étude publiée en 1971, a constaté que le changement de courbure de la cornée avec l'âge était significatif et qu'il pouvait être le principal facteur du changement dans l'astigmatisme. Il découvrit une très forte corrélation entre l'astigmatisme total et l'astigmatisme cornéen. À l'inverse, il n'observa aucun changement significatif dans l'astigmatisme interne de l'œil avec l'âge. Selon les résultats du chercheur, les cas d'astigmatisme cornéen et interne oblique sont peu fréquents et demeurent relativement constants au cours des ans. L'astigmatisme cornéen avec la règle demeure relativement constant jusqu'à environ 40 ans, puis diminue lentement. L'astigmatisme interne avec la règle est rencontré moins fréquemment que l'astigmatisme interne contre la règle et semble diminuer légèrement au fil du temps. Finalement, l'astigmatisme cornéen contre la règle est peu fréquent chez les moins de 45 ans, âge à partir duquel sa fréquence augmente toutefois pour dépasser celle de l'astigmatisme avec la règle vers 60 ans. L'astigmatisme interne contre la règle semble, quant à lui, demeurer prédominant et relativement stable tout au long des années.

Il paraît donc probable que l'augmentation de l'astigmatisme contre la règle soit principalement imputable à la cornée.

1.2 Chambre antérieure

Weekers, Grieten et Lavergne [15] ont constaté que la chambre antérieure diminuait avec l'âge. Ils ont trouvé que le volume et la masse du cristallin augmentaient et que cette augmentation coïncidait avec la diminution progressive de la chambre antérieure. Cette diminution complémentaire de la chambre antérieure avec l'épaississement du cristallin fut aussi notée dans le *Beaver Dam Eye Study* [16], ainsi que par Fontana et Brubaker [17].

Koretz et col. [8], dans une étude sur l'accommodation et la presbytie, ont examiné l'évolution de la chambre antérieure et du cristallin avec l'âge. La chambre antérieure de 100 sujets de 20 à 70 ans (20 par décennies) fut mesurée par pachymétrie, ultrasonographie et par lampe à fente. L'épaisseur du cristallin fut mesurée avec la lampe à fente et par ultrasonographie. Cette étude permit aussi de conclure que la profondeur de la chambre antérieure diminue avec la sénescence. Cette diminution de profondeur serait compensée par l'épaississement du cristallin, celui-ci se trouvant à l'origine de la diminution de la profondeur de la chambre antérieure au fil du temps. Ainsi, la longueur du segment antérieur (chambre antérieure + cristallin) serait indépendante de l'âge. Une forte corrélation fut observée entre les trois techniques utilisées. Cook et col. [18] arrivèrent aux mêmes conclusions.

1.3 Pupille

Plusieurs études ont été effectuées afin de déterminer si le diamètre pupillaire est dépendant de l'âge. La majorité de ces études fut menée sur des yeux adaptés à l'obscurité. Cette situation ne reflète toutefois qu'une partie des conditions rencontrées normalement. Tenant compte de cette lacune, Winn et col. [19] ont étudié la pupille en fonction de l'âge selon cinq niveaux de luminance. L'accommodation et le *hippus* (petites oscillations continues de l'iris) furent surveillés afin de ne pas interférer avec les résultats de l'étude. Les auteurs observèrent une relation linéaire hautement significative entre l'âge et le diamètre de la pupille pour tous les niveaux de luminance : comme prévu, le diamètre pupillaire des personnes âgées est plus petit que celui des plus jeunes. La variation du diamètre pupillaire en fonction de l'âge diminue toutefois avec l'augmentation de luminance. Ainsi, un changement de luminance produit une réponse moins importante de la part la pupille chez les personnes plus âgées. Une variabilité interindividuelle fut notée et cette variabilité diminue aussi avec la luminance. La couleur de l'iris, le genre (homme, femme) et l'erreur de réfraction des sujets ne semblent cependant pas avoir d'influence significative sur le diamètre pupillaire.

1.4 Cristallin

1.4.1 Augmentation de l'épaisseur du cristallin

Il semble admis que le cristallin s'épaissit au cours des années. Cet épaississement se ferait d'une façon linéaire avec l'âge selon Cook et col. [18] et Brown [20], la partie antérieure augmentant plus rapidement que la partie postérieure. L'augmentation du cristallin serait, de plus, presque entièrement liée à l'épaississement du cortex antérieur (Koretz, Handelman et Brown [21]). Cook et col. [18] n'ont remarqué aucune croissance significative du noyau postérieur avec l'âge dans leur étude menée sur 100 emmétropes âgés de 18 à 70 ans. Cependant une légère diminution d'épaisseur du noyau antérieur fut notée. Cet amincissement du noyau semblerait donc contrecarrer l'augmentation d'épaisseur corticale qui se fait à un taux moindre que l'augmentation de l'épaisseur totale du cristallin. Le manque de résolution des images résultant de la méthode utilisée ne permet toutefois pas aux auteurs d'assurer hors de tout doute qu'il y a bel et bien une diminution de l'épaisseur du noyau au cours des années. Comme la longueur du segment antérieur (chambre antérieure et cristallin antérieur) est indépendante de l'âge, il semble probable que le noyau soit translaté vers la cornée au même taux que l'augmentation de l'épaisseur du cortex postérieur. Dans une étude plus récente Koretz et col. [22] ont observé que l'épaisseur et la courbure du noyau restaient à peu près inchangés.

Dans une récente étude *in vivo*, Dubbelman et ses collaborateurs ont évalué la croissance de l'épaisseur cristallin à 24 μm par an [9]. Ils observèrent une légère mais significative augmentation de l'épaisseur du noyau avec l'âge mais les changements de ce dernier sont sept fois moins importants que ceux du cortex [23]. Ils conclurent aussi que l'épaississement du cristallin au fil du temps était principalement lié à l'épaississement du cortex antérieur qui serait 1.5 fois plus important que celui du cortex postérieur [23]. Ils utilisèrent des photos prises par une caméra Scheimpflug qu'ils corrigèrent pour éliminer la distorsion causée par l'incidence oblique du plan de la caméra lors de la prise des images et pour la puissance réfractive des surfaces optiques (faces antérieure et postérieure de la cornée et face antérieure du cristallin). Ils observèrent, de plus, que la distance cornée-cristallin augmentait de façon significative avec l'âge [23].

Plusieurs facteurs ont été considérés comme étant influents sur l'épaisseur du cristallin dans l'étude de *Beaver Dam* [16]. Le plus important, selon cette étude, demeure l'âge.

1.4.2 Variation du profil cristallinien

Priestly Smith croyait que le rayon de courbure du cristallin augmentait avec la sénescence. Cependant, Brown [20] conclut le contraire. Il observa une diminution du rayon de courbure du noyau et surtout du cortex du cristallin. Cette variation avec l'âge serait réelle et non un effet optique dû à la translation de la face avant

du cristallin vers la cornée au fil des ans. Selon lui, l'épaisseur sagittale du noyau demeurerait constante au fil du temps alors que le diamètre transverse et le rayon du courbure diminueraient. Les changements dans le cortex seraient reliés aux changements dans le noyau.

Howcroft et Parker [24] ont étudié 60 cristallins *post mortem* et ont observé que le degré de courbure des deux faces du cristallin suivaient la même tendance avec l'âge, la face postérieure conservant une courbure plus prononcée que celle de la face antérieure. Ils ont observé que la courbure des faces antérieure et postérieure diminuait (donc que le rayon de courbure augmentait) entre 20 et 60 ans. Il y aurait par la suite une légère augmentation de la courbure entre 60 et 80 ans. Ceci va donc à l'encontre des conclusions de Brown [20]. Ils font l'hypothèse que les cristallins des deux yeux d'un même individu ont la même courbure et, extrapolant leur analyse à 120 cristallins au lieu des 60 observés initialement, concluent que la face antérieure du cristallin serait typiquement hyperbolique et que la face postérieure serait typiquement parabolique. Les constantes de courbure (définissant le degré de sphéricité ou d'asphéricité) des deux faces seraient, de plus, relativement stables entre 20 et 80 ans. Les variations sur la constante de courbure avec les années observées seraient peut-être toutefois plus marquées si l'analyse avait été faite sur les 60 cristallins du début et non sur 120.

Dubbelman et col. [25] confirment toutefois les observations de Brown concernant les rayons de courbure des faces du cristallin. Leur étude utilise des données recueillies *in vivo*, selon la même technique que Brown [20]; la caméra

Scheimpflug. Toutefois, Dubbelman et son équipe ont mis au point une technique de correction des images prises à l'aide de cette caméra. Aucune autre équipe n'avait encore effectué ces corrections visant à éliminer les biais causés par l'angle d'incidence de la caméra et la puissance réfractive des composantes optiques de l'œil. Cette technique devint donc beaucoup plus fiable. En corrigeant les images, ils en vinrent à observer une diminution significative des rayons de courbure des faces avant et arrière du cristallin. Toutefois, la diminution du rayon de courbure de la face antérieure du cristallin observée par cette méthode (57 μm par an) se fait de façon moins rapide que ne l'avait évalué Brown (100 μm par an) [20]. Dubbelman et ses coéquipiers n'observèrent aucun changement significatif de la constante conique des deux faces du cristallin avec l'âge; elles demeurent en moyenne hyperboliques.

Dans une de ses études, Millodot [26] se penche sur le rôle du cristallin dans l'astigmatisme oblique. Il appert que l'astigmatisme oblique chez les jeunes aphaques serait comparable à celui des aphaques plus âgés. Millodot conclut ainsi que l'astigmatisme oblique cornéen change peu au cours des ans. Il observa que l'astigmatisme oblique chez les aphaques âgés serait moindre que celui des non aphaques du même groupe d'âge. Ce phénomène serait explicable par l'aplatissement de la partie centrale du cristallin et l'augmentation de la courbure des régions périphériques du cristallin. Millodot conclut que si l'astigmatisme augmente avec l'âge, ce phénomène est attribuable à l'influence du cristallin plutôt qu'à celle de la cornée.

1.4.3 Variation du gradient d'indice

Une contradiction semble cependant émerger. Le rayon de courbure de la face avant du noyau, diminuant avec l'âge à un taux environ deux fois plus élevé que la face arrière, devrait mener à une perte de vision éloignée et non de vision de près comme c'est le cas chez les 45 ans et plus. Cette contradiction, nommée *le paradoxe de Brown*, remet en question la croyance qui veut que le gradient d'indice de réfraction (variation de la valeur de l'indice de réfraction de la surface vers le centre du cristallin) du cristallin demeure constant tout au long de la vie. Certaines études ont été menées afin de savoir si un changement du gradient d'indice en fonction de l'âge pouvait être considéré. Pierscionek et Augusteyn [27] ont mené une étude sur 20 cristallins *in vitro* afin de savoir si le changement de forme du cristallin pouvait entraîner une distribution du cytoplasme et, par le fait même, changer le profil d'indice de la lentille. Malheureusement, l'échantillon était petit et les mesures étaient faites pour un seul état d'accommodation sur des cristallins *post mortem*. Les conclusions qu'ils tirèrent étaient donc peu probantes. Hemenger et col. [28], partant de l'hypothèse de Pierscionek, ont aussi mené une étude sur un échantillon de 96 yeux. Cette étude *in vivo* comprend deux groupes d'âges bien séparés (un de 19 à 31 ans et l'autre de 49 à 61 ans) et une proportion égale de myopes, d'emmétropes et d'hypermétropes. Les mesures des premières, troisième et quatrième images de Purkinje sont obtenues par méthode vidéo. Un modèle mathématique à deux ellipses est ensuite utilisé afin de modéliser le profil d'indice des cristallins. Les résultats obtenus semblent démontrer que les deux

distributions du profil d'indice des deux groupes d'âge sont bien séparées, confirmant ainsi l'hypothèse d'un changement du gradient d'indice au fil du temps. Ce changement de gradient d'indice avec l'âge pourrait en partie compenser pour le changement de courbure et d'épaisseur du cristallin. Cette hypothèse est toutefois loin de faire l'unanimité.

Garner, Ooi et Smith [29] semblent soutenir l'hypothèse d'un changement du gradient d'indice de réfraction du cristallin avec l'âge. Selon eux, ce changement du gradient se ferait principalement par une augmentation de l'indice de réfraction à la surface du cristallin alors que l'indice au centre du cristallin demeurerait inchangé. Moffat et col. [30] qui appuient l'hypothèse d'un changement du gradient d'indice avec l'âge ont toutefois observé une diminution significative de l'indice de réfraction au centre du cristallin avec l'âge dans une étude récente faite sur des cristallins de donneurs. Ils ont aussi observé que l'indice de réfraction à la surface du cristallin demeurerait constant.

D'autres observations faites sur le cristallin appuient l'hypothèse du gradient d'indice variable avec les années. Siebinga, Vresen, De Mul et Greve [31] ont étudié le contenu en eau du cristallin par spectroscopie Raman et ont remarqué une augmentation du contenu d'eau dans le noyau avec l'âge. Ce phénomène devrait entraîner une baisse de l'indice de réfraction. L'augmentation du nombre et de la taille des particules de matériaux insolubles pourrait être la cause de la diminution de l'indice de réfraction du cristallin. Toutefois, les auteurs rapportent que Lahm, Lee et Bettelheim (1985) ont remarqué une diminution du contenu en

eau dans le noyau avec la sénescence, ce qui serait compatible avec une augmentation de l'indice de réfraction dans le noyau et une augmentation de la dureté du cristallin avec l'âge. De plus, Glasser et Campbell [32] ont observé que la longueur focale du cristallin augmente au cours des années, remettant ainsi en question l'hypothèse que le gradient d'indice changerait pour maintenir la longueur focale constante avec le temps.

1.4.4 Diffusion et absorption

L'augmentation d'épaisseur du cristallin serait accompagnée par une compression, à un taux deux fois moins élevé (Koretz, Handelman et Brown [21]). Au fur et à mesure que le cristallin vieillit, sa structure change. Le cortex paraît se diviser en plusieurs couches et ce nombre de couches augmente avec les années. Ces couches sont distinguables par leurs propriétés de diffusion différentes. La diffusion vient des cellules des fibres qui auraient des indices de réfraction différents selon les couches. De plus, la formation de centres insolubles de protéines et l'augmentation de leur taille et de leur nombre au cours des ans aurait aussi pour effet de changer les propriétés optiques de certaines couches du cristallin en augmentant la diffusion [33]. La diffusion à grands angles dans l'intervalle 400-700 nm implique la présence de centres de diffusion d'un diamètre équivalent 10 à 20 fois la longueur d'onde de la lumière diffusée.

Smith et col. [34] ont pu distinguer cinq couches dont le taux de diffusion alternait à partir de la capsule antérieure jusqu'au noyau; C1 α , C1 β , C2, C3 et C4 (voir figure 1).

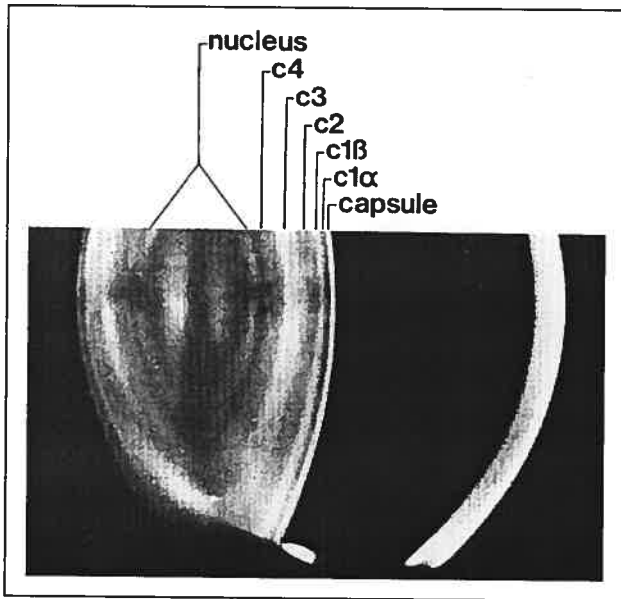


Figure 1: Coupe transversale du cristallin [34].

Selon leurs observations, les nouvelles fibres semblent s'ajouter à la surface de la couche C1 α , modifiant ainsi les propriétés de diffusion des autres fibres. Les fibres passeraient par une phase de diffusion plus élevée en passant par la couche C1 β pour ensuite passer par une phase de diffusion réduite au moment où elles intègrent la zone C2. La diffusion de C1 augmenterait surtout après 45 ans mais son épaisseur diminuerait un peu. Cette mesure de l'épaisseur de C1 inclut toutefois la capsule qui, selon Krag et col. [35] et Niesel [36], verrait son épaisseur augmenter avec l'âge. Niesel remarqua lui aussi que cette zone diminue

d'épaisseur au fil du temps tout en gardant son centre à la même distance par rapport à la capsule [36].

La couche C3 (étant absente dans la première décennie) épaissirait plus rapidement que les autres jusqu'à environ 30 ans [34]. L'épaississement se ferait ensuite plus lentement. Cela étant dit, la diffusion dans cette couche est plus élevée que dans les autres et continuerait à augmenter rapidement passé 30 ans. De plus, la distance entre C3 et la capsule antérieure augmenterait alors que la distance entre C3 et le noyau demeurerait constante. La compression des fibres cesserait donc dans cette zone.

Toujours selon Smith et ses collaborateurs [34], l'épaississement le plus marqué avec les années se réaliserait surtout dans la couche C2. Dubbelman et col. [23] confirment les précédentes observations de Smith et col. [34] en précisant que cet épaississement de la couche C2 avec l'âge est significatif dans la partie antérieure et postérieure du cristallin. Selon Dubbelman et ses collaborateurs [23], aucun changement d'épaisseur significatif ne s'observe dans les couches C1 et C3, que ce soit en partie antérieure ou postérieure du cristallin.

Selon l'étude de Niesel [36], l'augmentation de l'opacité de la capsule révélerait une tendance exponentielle avec l'âge, celle du cortex, une relation parabolique et celle du noyau, une relation linéaire.

Selon Boettner et Wolter [37] la diffusion chez les personnes âgées commencerait à un taux plus élevé dans le visible mais diminuerait plus rapidement dans l'infrarouge.

La transmission globale de l'œil est reconnue pour diminuer avec la sénescence et cette perte de transmission serait presque entièrement due au cristallin. Selon Van den Berg et Tan [38], la transmission de la cornée ne semble pas influencée par l'âge. La perte de transmission pourrait possiblement être imputable à la différence d'épaisseur entre les différentes fibres. Certaines épaisseurs de fibres pourraient engendrer des interférences destructives à certaines longueurs d'ondes. Lors d'un test psychophysique, Savage et col. [39] conclurent que forme de la courbe de sensibilité spectrale reste relativement invariante au fil du temps. La fonction de densité des milieux optiques des personnes plus âgées serait un multiple scalaire de la fonction de densité des personnes plus jeunes. Aucune augmentation importante de la variabilité des données à l'intérieur des groupes n'aurait été notée en fonction de l'âge selon cette étude.

1.4.5 Propriétés mécaniques

Krag et col. [35] ont mené une étude sur les propriétés mécaniques de la capsule antérieure du cristallin et ont conclu que le vieillissement de la capsule est associé à une perte progressive de force mécanique. La résistance au bris et l'extensibilité diminueraient avec l'âge. La charge de rupture chez les personnes âgées serait le

quart de celle des jeunes. L'accroissement de l'épaisseur des tissus ne pourrait pas compenser pour cette perte de force mécanique. La réponse élastique démontre un fort degré de non-linéarité avec l'âge. Les auteurs ont rapporté que Peczon et col. (1980) avaient noté l'augmentation du taux des acides aminés non collagèneux et la baisse du taux des acides aminés collagèneux. Ces facteurs pourraient avoir une importance dans la perte des propriétés élastiques de la capsule.

Dans son ensemble, le cristallin semble rester mou jusqu'à la quatrième décennie, âge vers lequel la dureté augmenterait de façon notable. Pau et Kranz [40] ont mesuré la résistance à la pénétration du cristallin et ont observé que la résistance de pénétration augmentait lentement dans le cortex antérieur jusqu'au noyau pour ensuite augmenter plus rapidement dans le noyau. Un comportement symétrique est observé lors du passage du noyau vers le cortex postérieur. Ce dernier offrirait toutefois une résistance au perçage légèrement supérieure à celle du cortex antérieur. Cela pourrait être lié au déplacement du noyau vers la face arrière lors du perçage et à l'augmentation de la résistance de friction à la sonde.

L'augmentation de la dureté du cristallin et sa perte d'élasticité avec les années le rendent moins modelable. Selon plusieurs auteurs, ces phénomènes seraient les principaux déclencheurs de la presbytie vers le milieu de la quatrième décennie. Glasser et Campbell, lors d'une étude *in vitro* faite sur 87 cristallins [32], ont observé une augmentation de la longueur focale du cristallin avec l'âge. Cependant, la capacité du cristallin à changer sa longueur focale afin

d'accommoder diminue après un certain nombre d'années. Vers 58 ans le cristallin semble conserver la même longueur focale, peu importe la tension à laquelle il est soumis, autrement dit, peu importe la contraction du muscle ciliaire. Ils ont donc conclu que la diminution de la capacité à accommoder avec l'âge était imputable majoritairement à la résistance du cristallin à l'étirement et non, comme certains chercheurs le croient, à la perte de force du muscle ciliaire.

1.5 Chambre postérieure

La longueur totale du globe oculaire ne semble pas varier pendant la sénescence. Comme l'augmentation de l'épaisseur du cristallin semble presque entièrement compensée par la diminution de la profondeur de la chambre antérieure, la profondeur de la chambre postérieure n'est vraisemblablement pas influencée par l'âge.

Millodot et Newton [41], afin de déterminer si l'aberration chromatique changeait au cours des années, ont étudié la luminance des images de Purkinje en fonction de deux longueurs d'ondes différentes (une rouge et une bleue). Les photos de la première, troisième et quatrième image furent prises sur un groupe de 10 sujets âgés de 19 à 38 ans et un groupe de sujets âgés de 52 à 63 ans. La troisième image manquait chez plusieurs sujets du groupe plus âgé et la quatrième image dans le bleu manquait pour quelques sujets du même groupe. Les auteurs n'en

découvrir pas moins que la luminance de l'image bleue diminuait et que celle de la rouge augmentait dans le groupe plus âgé. De plus, aucune différence de luminance ne fut notée pour la quatrième image rouge entre les deux groupes alors que la luminance de l'image bleue diminuait chez le groupe plus âgé. Les auteurs conclurent qu'une augmentation de l'indice de réfraction de l'humeur vitrée pourrait expliquer ce phénomène. Si l'indice de réfraction de l'humeur vitrée devenait plus grand que celui de la capsule du cristallin, la surface cristallin / humeur vitrée deviendrait une surface négative qui ferait diminuer la puissance totale de l'œil et compenserait pour l'augmentation de la puissance de la face antérieure du cristallin avec l'âge. Ceci aurait pour effet de diminuer la dispersion chromatique. L'hypothèse des auteurs concernant l'augmentation de l'indice de réfraction de l'humeur vitrée ne fait toutefois pas l'unanimité et reste à prouver.

1.6 Considérations d'ensemble

Certaines observations concernant l'évolution des composantes optiques de l'œil semblent maintenant faire l'unanimité. En général, les adultes de petite taille ont des globes oculaires plus petits que ceux de taille plus grande. À chacune des dernières décennies, les humains semblent devenir plus grands. Les personnes âgées d'aujourd'hui ont donc un globe oculaire plus petit que celui des jeunes adultes et ce phénomène ne serait pas lié au vieillissement de l'œil comme tel.

Le profil cornéen change avec la sénescence : sa courbure devient plus prononcée et sa tendance vers l'astigmatisme contre la règle semble bien documentée.

La longueur axiale de la chambre antérieure diminue au profit de l'épaississement du cristallin qui s'accompagne d'un déplacement de sa face antérieure vers la cornée. La taille du segment chambre antérieure - cristallin (partie antérieure) demeure donc constante avec l'âge. Le cristallin devient plus épais et absorbe plus la lumière, surtout dans la partie violette du spectre électromagnétique. Bien que l'hypothèse sur la modification du gradient d'indice de réfraction du cristallin avec l'âge semble être la plus solide pour expliquer le paradoxe de Brown, sa modélisation ne fait pas encore l'unanimité. On peut toutefois considérer qu'il y a une forte probabilité pour que le cristallin voit son indice de réfraction équivalent ou de son gradient changer avec l'âge.

2. Analyse mathématique et mesure des aberrations

2.1 Concept d'aberration

Bien que l'œil humain soit un système optique remarquable, il n'est pas parfait. Tous les rayons lumineux, provenant d'un point de fixation au loin, devraient être focalisés en un seul endroit sur la rétine au niveau de la fovéa dans le cas idéal où on ne tiendrait pas compte de la diffraction. Or ce n'est pas le cas. Certains rayons incidents seront déviés de la trajectoire « idéale » et ne seront pas focalisés en un point unique sur la fovéa. Cette déviation par rapport au cas où l'image serait parfaitement focalisée est appelée aberration. Deux types d'aberrations existent : les aberrations chromatiques qui sont dépendantes de la longueur d'onde du signal lumineux et les aberrations monochromatiques qui sont dépendantes du profil des éléments réfractifs de l'œil.

L'indice de réfraction, propre à chaque composante optique d'un système, n'est pas le même pour toutes les longueurs d'onde. L'indice de réfraction d'un milieu autre que le vide décroît avec la longueur d'onde de la lumière. Ainsi une composante optique décomposera la lumière blanche qui la traversera. Chaque

longueur d'onde présente dans la lumière blanche sera réfractée avec différents angles à la sortie de l'élément optique, créant ainsi de l'aberration chromatique.

Les milieux oculaires n'échappent pas à ces propriétés.

Deux types d'aberrations chromatiques peuvent être distingués lorsqu'on considère le milieu image de l'œil :

- Longitudinale : La puissance de l'œil augmente lorsque la longueur d'onde diminue. La longueur focale est fonction de la longueur d'onde : l'œil focalise les courtes longueurs d'onde (bleu) en avant du point où sont focalisées les longues longueurs d'onde (rouge). Autrement dit, l'œil est emmétrope pour le rouge et myope pour le bleu ou, inversement, emmétrope pour le bleu et hypermétrope pour le rouge. L'aberration chromatique longitudinale est représentée par la désignation L.C.A. (*Longitudinal Chromatic Aberration*) dans la figure 2. Les indices b et r montrent les décalages des longueurs d'ondes bleu et rouge du spectre lumineux.

- Transversale : Comme la fovéa ne se trouve pas sur l'axe optique de l'œil mais sur l'axe visuel qui se trouve avoir une incidence oblique par rapport à l'axe optique (angle α), les rayons lumineux de longueurs d'onde différentes seront déviés (focalisés) selon des angles différents. Ils seront donc focalisés à différents endroits sur la rétine. L'aberration chromatique transversale est

représentée par la désignation T.C.A. (*Transverse Chromatic Aberration*) dans la figure 2.

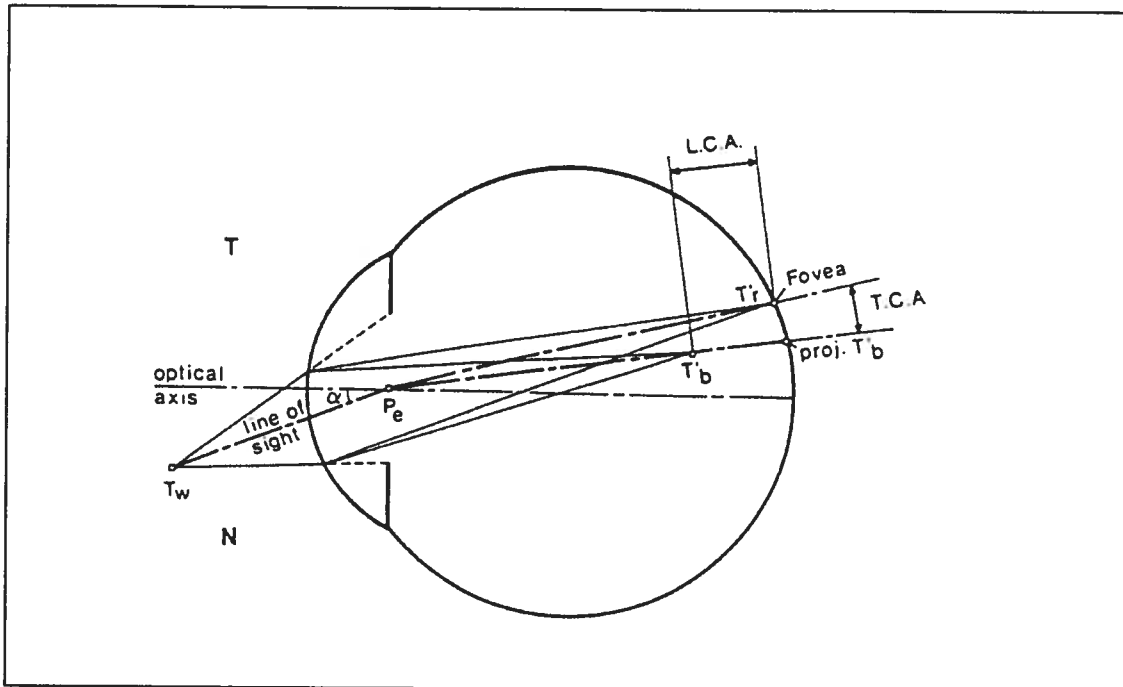


Figure 2 : Représentation de l'aberration chromatique. Figure tirée de Hecht E, *Optics*. 2nd ed. Addison-Wesley 1987.

Les aberrations chromatiques ne seront toutefois pas mesurées dans cette étude puisque les mesures se feront en utilisant une lumière n'ayant qu'une seule longueur d'onde (monochromatique). Il faut tout de même tenir compte de l'impact qu'elles pourraient avoir sur l'ensemble des aberrations mesurées dans des conditions réelles (en lumière blanche).

Même si le faisceau incident est monochromatique, l'œil humain affectera et modifiera tout de même le signal lumineux qui le traversera. Ces déformations seront causées par la forme, l'alignement et l'homogénéité des composantes optiques de l'œil. Ce type d'aberrations sera donc qualifié d'aberrations

monochromatiques. Les aberrations monochromatiques pourraient être plus importantes dans le cas d'un œil fortement amétrope et dans le cas d'un œil astigmatique [42, 43, 44]. Seules les aberrations monochromatiques seront analysées en fonction de l'âge dans cette étude.

2.1.1 Approche de l'optique instrumentale

Selon l'optique instrumentale traditionnelle basée sur des composantes optiques ayant une symétrie de rotation, on distingue deux types d'aberrations monochromatiques pures : l'aberration sphérique et l'aberration de type coma. L'aberration sphérique, telle que représentée à la figure 3, est liée plus particulièrement à la forme sphérique des dioptries. Un élément optique parfaitement sphérique ne fera pas converger tous les rayons en un même point sur l'axe optique. Les rayons marginaux (qui sont en périphérie à l'entrée du dioptrique) seront focalisés sur l'axe optique juste devant les rayons qui entrent en plein centre de l'élément optique. Comme la cornée et le cristallin sont tous deux composés de surfaces ayant, en première approximation, une symétrie sphérique, on peut s'attendre à ce que l'image qui atteindra la rétine soit affectée d'aberration sphérique. Une image bordée d'un flou symétrique et centré sur la fovéa sera alors perçue.

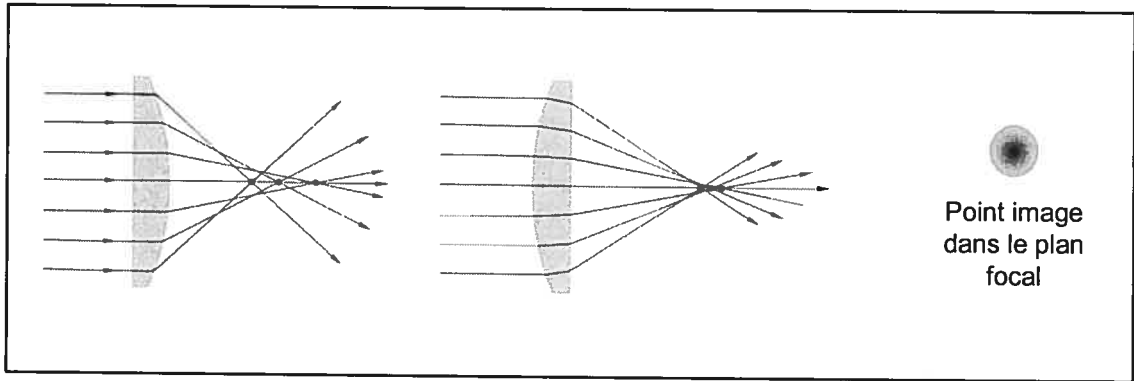


Figure 3 : Formation de l'aberration sphérique à gauche et formation de l'image sur la rétine à droite. Figures à gauche tirées de Hecht E, *Optics*. 2nd ed. Addison-Wesley 1987.

La coma est introduite lorsque les surfaces de la cornée et du cristallin, ainsi que la pupille d'entrée ne sont pas parfaitement alignées les unes par rapport aux autres. Dans l'œil, la coma est aussi d'ue à l'angle alpha entre l'axe visuel et l'axe optique. Le résultat sera une image nette sur la fovéa accompagnée d'un flou qui, contrairement au cas de l'aberration sphérique, ne sera pas symétrique mais plutôt de forme triangulaire ou de la forme d'une comète, d'où le nom de coma (figure 4).

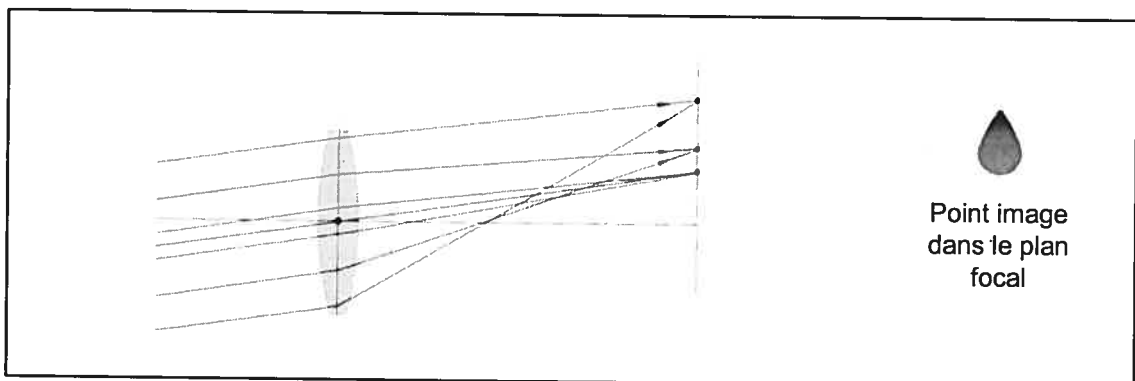


Figure 4 : Formation de la coma à gauche et point image sur la rétine à droite. Figure gauche tirée de Hecht E, *Optics*. 2nd ed. Addison-Wesley 1987.

Il faut cependant noter que les aberrations monochromatiques présentes dans l'œil humain sont toutefois rarement exclusivement de type sphérique ou de type coma. D'autres types d'aberrations sont aussi souvent présentes, tel l'astigmatisme triangulaire et des aberrations que l'on qualifiera d'irrégulières. Il nous faut donc adopter une approche plus systématique pour analyser les aberrations monochromatiques qui affectent l'œil humain.

2.1.2 Approche par front d'onde

Afin de pouvoir qualifier et quantifier les aberrations monochromatiques, il faut introduire la notion de front d'onde. Le front d'onde est une conception physique. Il est constitué de tous les points d'un faisceau lumineux ayant la même phase à un instant donné. Le front d'onde est une surface dont le centre de courbure est la source ponctuelle. Le front d'onde est perpendiculaire au faisceau et se propage dans le même sens que celui-ci. Il aura un profil sphérique si la source est rapprochée de l'objet ou du point d'observation mais aura un profil presque plan si la source est à l'infini. La figure 5 montre l'évolution d'un front d'onde. Il est sphérique lorsqu'il est proche de la source. Plus il s'éloigne de la source, plus son rayon de courbure augmente jusqu'à ce qu'il devienne plat lorsque la source est située à l'infini. Dans ce cas, les rayons constituant le faisceau lumineux seront parallèles. Le front d'onde sera un plan qui se propagera perpendiculairement à la direction du faisceau.

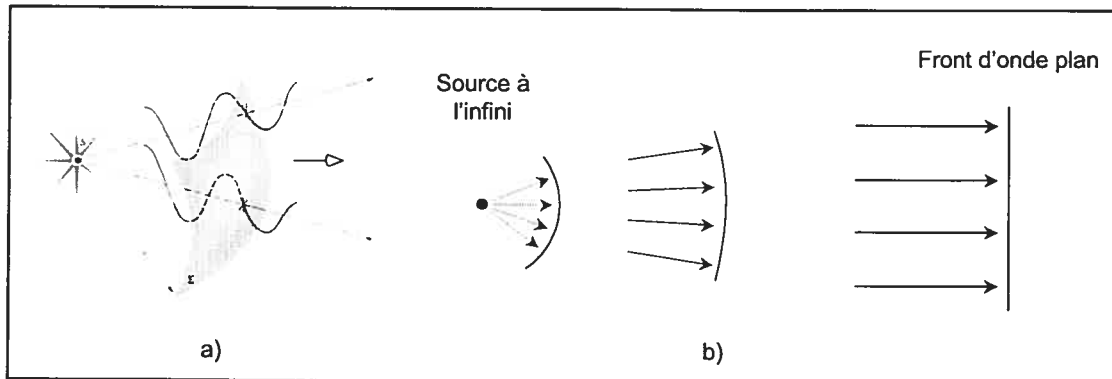


Figure 5 : Front d'onde (a) sphérique et (b) plan. Figure gauche tirée de Hecht E, *Optics*. 2nd ed. Addison-Wesley 1987.

L'analyse du profil front d'onde pourra nous permettre de calculer les aberrations. Un front d'onde plan, obtenu par une source laser, sera utilisé à l'entrée du système optique étudié. Le profil d'un front d'onde à la sortie d'un système optique exempt d'aberrations servira de référence et il sera comparé au profil du front d'onde observé à la sortie du système optique sous étude.

La figure 6 montre un front d'onde issu d'un objet qui entre dans l'œil. Ici, l'objet est à l'infini et les rayons incidents à l'œil sont parallèles. Le front d'onde incident sera donc plan (les points de même phase se trouvent dans un plan transversal au faisceau). Dans le cas d'un œil dont le système optique serait parfait (figure 6a), le front d'onde aura un profil sphérique centré sur la fovéa. Dans le cas d'un œil présentant des aberrations monochromatiques (figure 6b), le profil du front d'onde sera irrégulier.

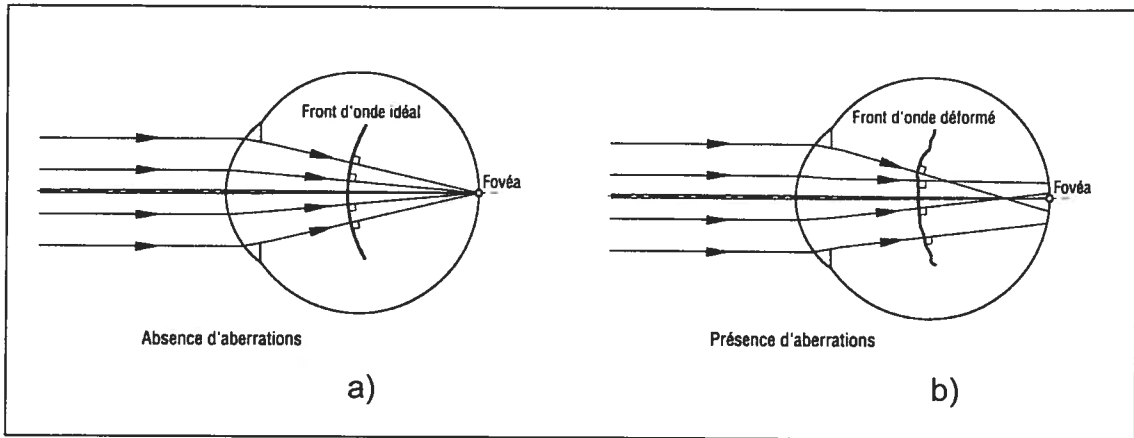


Figure 6 : Front d'onde dans l'espace image.

L'analyse du front d'onde nous donne donc une indication des aberrations qui affectent l'œil mais il est impossible de faire ces mesures à l'intérieur de l'œil de façon non invasive. Il faut donc travailler dans le milieu objet. Sachant qu'une partie du signal lumineux sera réfléchié par la rétine (qui agira de la même façon qu'un miroir) et sortira de l'œil, il serait possible de capter le front d'onde à sa sortie de l'œil pour l'analyser (voir figure 7).

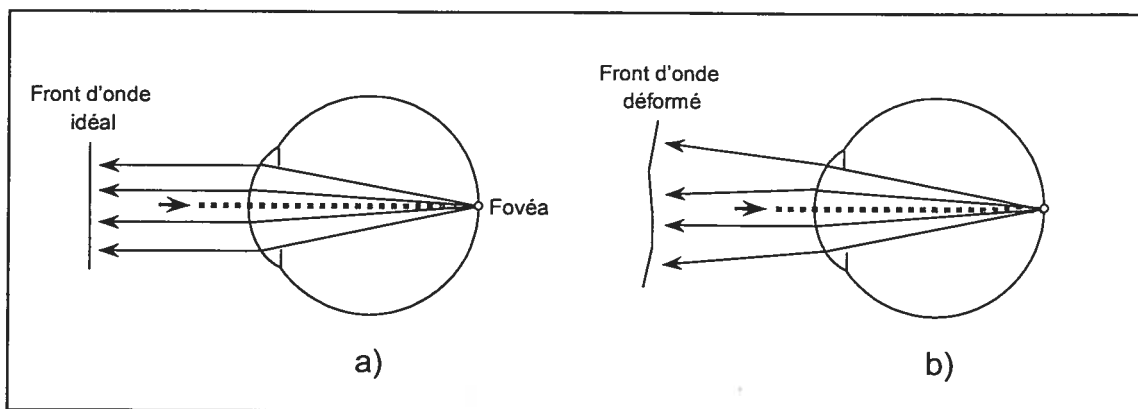


Figure 7 : Front d'onde dans l'espace objet ; (a) le cas idéal où l'œil serait exempt d'aberrations et (b) le cas réel.

Le principe de la double traversée asymétrique est utilisé. Le faisceau incident est de très petit diamètre (à la limite de la diffraction) afin de ne pas être affecté par les aberrations lors de son premier passage dans l'œil. C'est seulement lors du deuxième passage, après réflexion sur la rétine, que le faisceau s'élargira en englobant l'ensemble de l'optique de l'œil et sera affecté par les aberrations. La figure 6b montre le profil du front d'onde à sa sortie de l'œil, après son deuxième passage dans l'œil après réflexion par la rétine. Le profil du front d'onde obtenu après réflexion par la rétine sera par la suite comparé à celui du front d'onde de référence, exempt d'aberration. C'est la différence de profil entre le front d'onde de référence et le front d'onde réel qui nous donnera la différence de phase et qui permettra la mesure des aberrations monochromatiques.

2.2 Acquisition du front d'onde

La mesure du déphasage nécessite de pouvoir capter le front d'onde pour pouvoir en reconstruire le profil et en faire l'analyse. Cependant, aucun détecteur ne peut capter directement la phase et par conséquent faire la différence entre les fronts d'ondes ayant des profils différents. Pour remédier à cette difficulté, les propriétés de focalisation des lentilles seront utilisées pour permettre la décomposition du front d'onde, étape nécessaire pour en faire l'analyse et pour permettre de le capter. L'intérêt de la lentille réside dans le fait qu'elle transforme un profil de phase linéaire entrant en un déplacement latéral dans son plan focal. On sait qu'un

front d'onde plan, arrivant perpendiculairement par rapport à une lentille convergente, sera focalisé à son point focal, sur l'axe optique (figure 8a). Cependant, si le front d'onde arrive avec un angle quelconque par rapport à l'axe optique, il ne sera pas focalisé sur cet axe. Le point où converge le front d'onde sera déplacé latéralement par rapport à l'axe optique, d'une distance dépendante de l'angle et de l'orientation du front d'onde incident (figure 8b). L'information sur la variation de phase (le profil) du front d'onde sera donc transformée en décalage latéral dans le plan focal de la lentille.

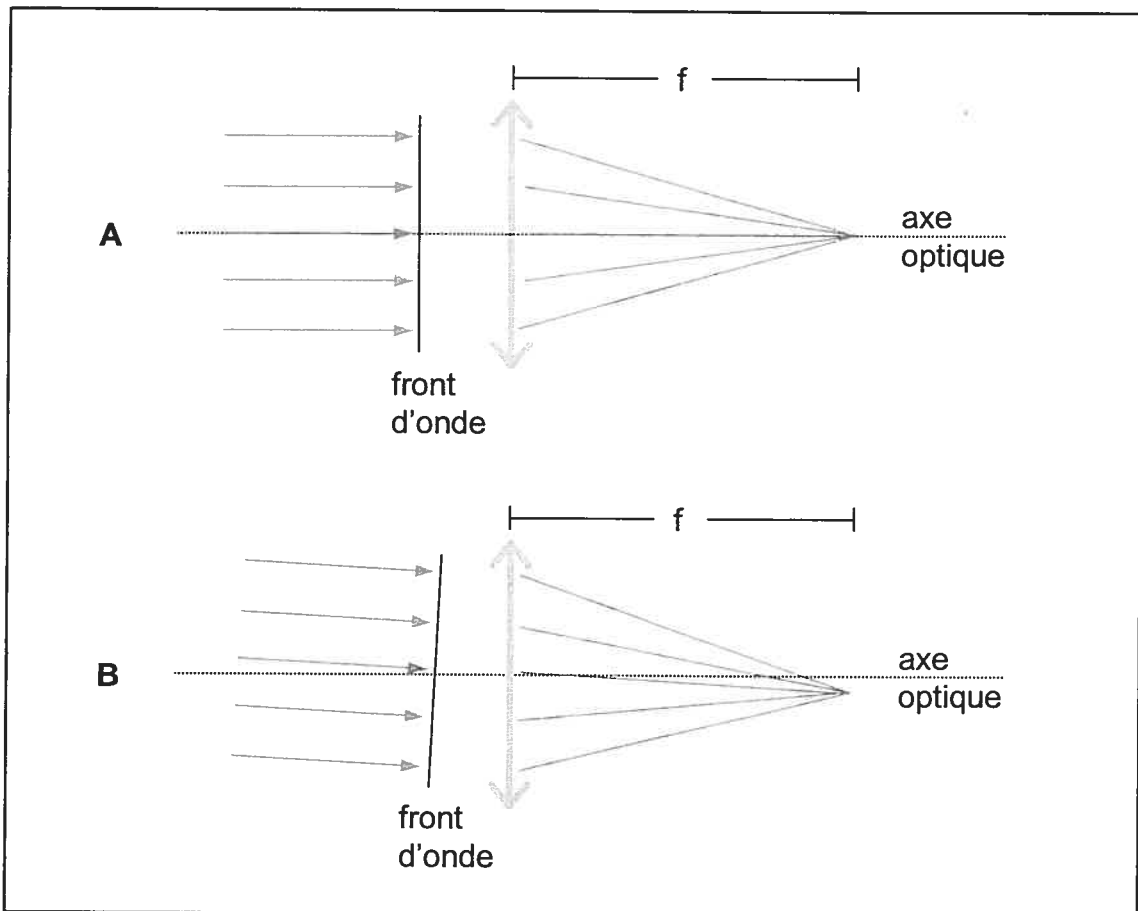


Figure 8 : Front d'onde perpendiculaire avec l'axe optique (a) et arrivant avec un angle par rapport à l'axe optique (b).

Le dispositif de *Hartmann-Shack* qui sera expliqué en détail dans le chapitre suivant, utilise ce principe. Le front d'onde sera d'abord fragmenté en petites parties par une matrice de micro-lentilles. Chacune des micro-lentilles focalisera indépendamment la partie du front d'onde qui la traversera. Une grille de points lumineux sera ainsi formée dans le plan focal des micro-lentilles. Dans le cas où le front d'onde serait plan, une grille de points lumineux équidistants sera obtenue (figure 9a) alors que dans le cas d'un front d'onde déformée par les aberrations, des points lumineux répartis de façon irrégulière seront observés dans le plan focal des micro-lentilles (figure 9b).

Il sera possible, par la suite, de calculer la différence de position entre chacun des points produits par le front d'onde issu de la réflexion par la rétine et chacun des points de la grille de référence. La grille de référence peut être obtenue en plaçant un miroir plan exempt d'aberrations à la place où l'œil du sujet se trouverait. La forme de la grille de référence sera seulement influencée par les aberrations intrinsèques au montage. Il sera donc tenu compte des aberrations inhérentes au montage et le calcul des aberrations de l'œil n'en sera pas affecté.

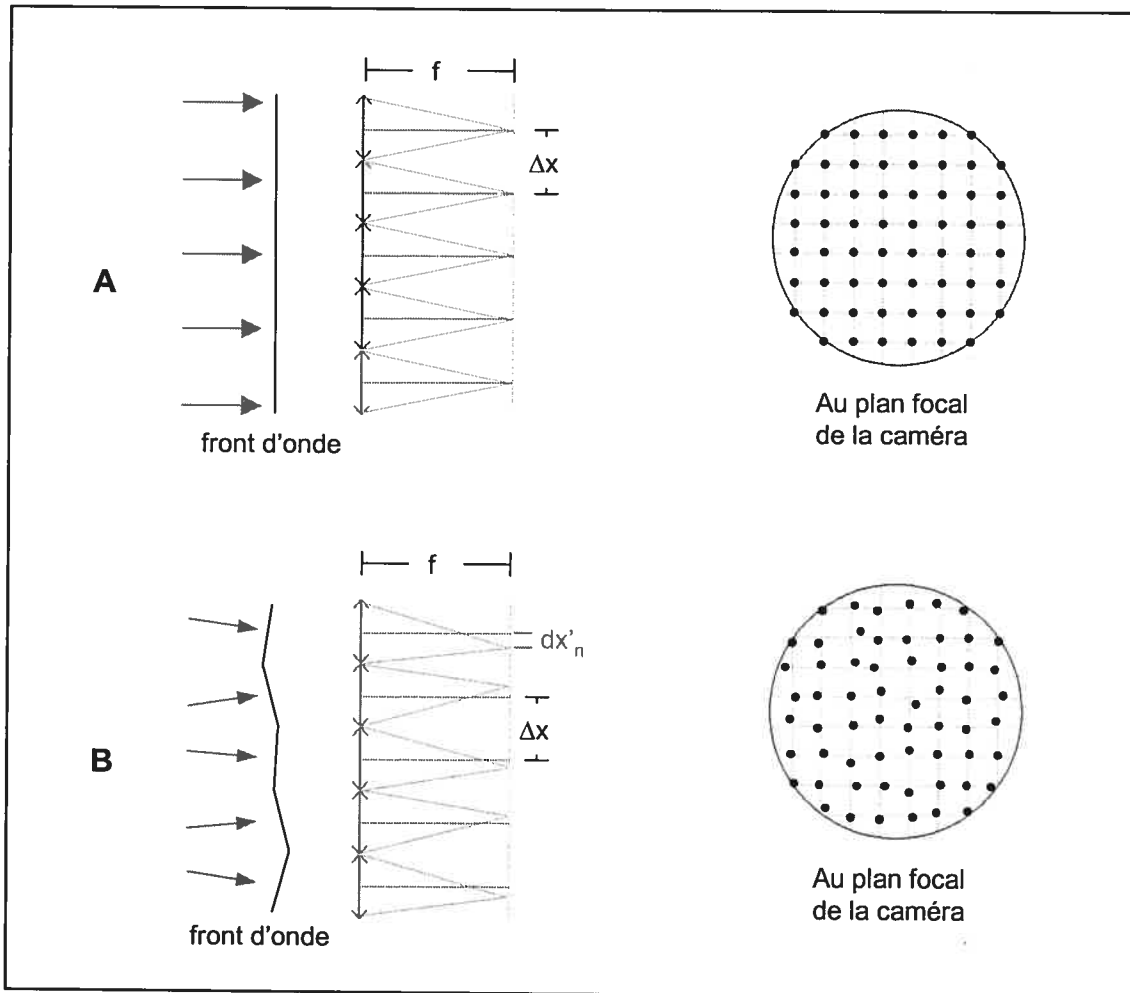


Figure 9 : Représentation du cas idéal (référence; a) et du cas réel (front d'onde déformé, porteur d'aberrations monochromatiques; b)

Le déplacement de chacun des points par rapport au point correspondant de la grille de référence est un indicateur sur la pente locale du front d'onde d'après les équations suivantes :

$$dx'_n = f \frac{\partial W(x, y)_n}{\partial x}$$

$$dy'_n = f \frac{\partial W(x, y)_n}{\partial y}$$

En faisant par la suite l'intégration de chacune de ces pentes locales sur la surface totale (calcul numérique), il est possible d'obtenir l'équation de la surface du front d'onde qui définit analytiquement le profil de ce front.

2.3 Représentation mathématique du front d'onde : polynôme de Zernike et polynôme de Taylor

Plusieurs façons de représenter un front d'onde s'offrent. L'expansion par la série de Taylor est l'une des plus facile à utiliser et vient spontanément. N'importe quelle onde ou déformation peut s'écrire par l'expression suivante :

$$W(X, Y) = W_1 + W_2 X + W_3 Y + W_4 X^2 + W_5 XY + W_6 Y^2 + W_7 X^3 + W_8 X^2 Y + W_9 XY^2 + W_{10} Y^3 + W_{11} Y^4 + W_{12} X^3 Y + W_{13} X^2 Y^2 + W_{14} XY^3 + W_{15} Y^4 + \dots$$

ou de façon plus concise par :

$$W(X, Y) = \sum_{n=0}^{n=k} \sum_{m=0}^{m=n} W_{\frac{n(n+1)}{2} + m + 1} X^{n-m} Y^m$$

L'utilisation de coordonnées polaires pourrait être indiquée dans le cas qui nous intéresse de par la forme des éléments réfractifs et la configuration circulaire de l'ouverture par laquelle passera le front d'onde.

En convertissant les coordonnées, on obtient :

$$\begin{aligned}
 W(r, \theta) = & W_1 + W_2 r \sin \theta + W_3 r \cos \theta + W_4 r^2 \sin 2\theta + W_5 r^2 \sin \theta \cos \theta \\
 & + W_6 r^2 \cos^2 \theta + W_7 r^3 \sin^3 \theta + W_8 r^3 \sin^2 \theta \cos \theta + W_9 r^3 \sin \theta \cos^2 \theta \\
 & + W_{10} r^3 \cos^3 \theta + W_{11} r^4 \sin^4 \theta + W_{12} r^4 \sin^3 \theta \cos \theta + W_{13} r^4 \sin^2 \theta \cos^2 \theta \\
 & + W_{14} r^4 \sin \theta \cos^3 \theta + W_{15} r^4 \cos^4 \theta + \dots
 \end{aligned}$$

où la position dans l'ouverture pupillaire est identifiée par les paramètres r , représentant le rayon de l'ouverture circulaire et θ , représentant l'angle par rapport à l'axe horizontal.

Toutefois, cette façon d'écrire les aberrations qui affectent le système optique demeure peu représentative et peu visuelle. En regroupant certains de termes de l'expansion, il serait possible de mettre en évidence la présence de types particuliers d'aberrations monochromatiques dont l'expression mathématique est déjà connue. Ce regroupement de termes pourrait être effectué dans le polynôme de Taylor mais il existe un autre polynôme qui permet plus facilement de mettre en évidence les aberrations déformant le profil du front d'onde. Il s'agit du polynôme de Zernike. Ce polynôme est déjà exprimé en coordonnées polaires et regroupe en termes individuels les différents types d'aberrations monochromatiques connus. Un autre des avantages du polynôme de Zernike sur celui de Taylor est sa base orthonormale. Tous les termes du polynôme de Zernike sont indépendants les uns des autres (perpendiculaires les uns par rapport aux autres) et sont d'égale importance à l'intérieur du polynôme.

Le polynôme de Zernike est défini de la façon suivante :

$$W(\rho, \theta) = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{m=0}^n \sqrt{\frac{2(n+1)}{(1+\delta_{m0})}} R_n^m(\rho) (\cos m\theta + \sin m\theta)$$

où ρ est la distance radiale par rapport au centre (rayon normalisé) en coordonnées polaires :

$$\rho = r/a$$

$$0 \leq \rho \leq 1$$

et θ est la position angulaire définie par rapport à l'axe horizontal et évaluée de zéro à 2π en partant du côté droit de cet axe. La valeur de l'angle augmente en circulant dans le sens inverse des aiguilles d'une montre.

δ_{ij} est le delta de Kronecker et prend les valeurs suivantes :

$$\delta_{ij} = 0 \text{ si } i \neq j$$

$$\delta_{ij} = 1 \text{ si } i = j$$

et n et m sont des entiers où

$$n \geq |m| \geq 0$$

n ne peut prendre que des valeurs positives alors que m peut prendre des valeurs positives et négatives.

On peut distinguer trois parties dans l'expression du polynôme de Zernike (première équation en page 40): un facteur de normalisation pour chacun des termes afin qu'ils soient égaux dans le polynôme, une partie exprimant l'influence radiale de la position dans l'ouverture et la dernière partie exprimant l'influence de la position angulaire dans cette même ouverture. L'influence de la position radiale sur les aberrations est représentée dans la partie suivante de l'équation définissant le polynôme de Zernike :

$$R_n^m(\rho) = \sum_{s=0}^{(n-m)/2} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! \left(\frac{n+m}{2} - s\right)! \left(\frac{n-m}{2} - s\right)!} \rho^{n-2s}$$

et l'influence de l'angle apparaît dans les fonctions suivantes :

$$\cos(m\theta) \text{ et } \sin(m\theta)$$

Afin de satisfaire aux conditions d'orthogonalité, des règles sont à respecter :

$$\int_0^1 R_n^m(\rho) R_{n'}^{m'}(\rho) \rho d\rho = \frac{1}{2(n+1)} \delta_{nn'}$$

$$\int_0^{2\pi} \cos m\theta \cos m'\theta d\theta = \pi(1 + \delta_{m0}) \delta_{mm'}$$

$$\int_0^{2\pi} \cos m\theta \sin m'\theta d\theta = 0$$

$$\int_0^{2\pi} \sin m\theta \sin m'\theta d\theta = \pi \delta_{mm'}$$

Finalement, le facteur de normalisation est ainsi défini :

$$\sqrt{\frac{2(n+1)}{1+\delta_{m0}}}$$

Les aberrations monochromatiques sont souvent spécifiées en fonction de l'ordre des termes individuels. L'ordre d'un terme est son exposant le plus élevé. Deux façons d'exprimer les termes individuels du polynôme sont utilisées. Dans la première et la plus simple, chacun des termes se voit attribuer un nombre i tel que :

$$i = \frac{n(n+2)+m}{2}$$

où n représente l'ordre et m représente la fréquence angulaire. n ne prend que des valeurs positives alors que m peut prendre des valeurs négatives. La valeur de m sera positive lorsque la fonction d'onde sera paire (le terme s'exprimera sous la forme d'un cosinus), négative lorsque la fonction sera impaire (le terme s'exprimera sous la forme d'un sinus) et égale à zéro si l'aberration a une symétrie parfaitement sphérique (aucune influence angulaire).

La deuxième façon est toutefois plus complète et donne plus d'informations. Elle précise l'ordre et la fréquence angulaire du terme dans sa notation. Cette nomenclature est la notation standard proposée par la Société américaine d'optique (*Optical Society of America*) qui fut adoptée dans presque toutes les études depuis 2000 [45]. On exprime chacun des termes individuels par la lettre Z

(pour identifier qu'il s'agit de termes du polynôme de Zernike) et par les deux indices n et m :

$$Z_n^m$$

Le tableau I donne la liste des 36 premiers termes (normalisés) du polynôme avec les deux façons de les exprimer. La figure 10 montre la représentation en tons de gris de chaque coefficient de Zernike.

Une fois chacun des termes définis, l'évaluation du front d'onde se fait en calculant la contribution de chaque type d'aberration à la fonction d'onde finale. Un coefficient définissant la contribution de chaque type d'aberrations sera alors attribué à chacun des termes du polynôme. Ce coefficient pourra aussi s'écrire en utilisant les mêmes systèmes de notation que définis précédemment, soit ;

$$C_i \text{ ou } C_n^m$$

Indice i	Terme	Facteur de normalisation	Expression mathématique	Type d'aberration	Ordre
0	Z_0^0	1	1	Piston	0
1	Z_1^{-1}	$\sqrt{4}$	$\rho \sin \theta$	Tilt vertical	1
2	Z_1^1	$\sqrt{4}$	$\rho \cos \theta$	Tilt horizontal	
3	Z_2^{-2}	$\sqrt{6}$	$\rho^2 \sin 2\theta$	Astigmatisme vertical / horizontal	2
4	Z_2^0	$\sqrt{3}$	$2\rho^2 - 1$	Erreur de mise au point	
5	Z_2^2	$\sqrt{6}$	$\rho^2 \cos 2\theta$	Astigmatisme 45°	
6	Z_3^{-3}	$\sqrt{8}$	$\rho^3 \sin 3\theta$	Astigmatisme triangulaire vertical	3
7	Z_3^{-1}	$\sqrt{8}$	$(3\rho^3 - 2\rho) \sin \theta$	Coma verticale	
8	Z_3^1	$\sqrt{8}$	$(3\rho^3 - 2\rho) \cos \theta$	Coma horizontale	
9	Z_3^3	$\sqrt{8}$	$\rho^3 \cos 3\theta$	Astigmatisme triangulaire horizontal	
10	Z_4^{-4}	$\sqrt{10}$	$\rho^4 \sin 4\theta$	Astigmatisme rectangulaire vertical / horizontal	4
11	Z_4^{-2}	$\sqrt{10}$	$(4\rho^4 - 3\rho^2) \sin 2\theta$	Astigmatisme secondaire vertical / horizontal	
12	Z_4^0	$\sqrt{5}$	$6\rho^4 - 6\rho^2 + 1$	Aberration sphérique primaire	
13	Z_4^2	$\sqrt{10}$	$(4\rho^4 - 3\rho^2) \cos 2\theta$	Astigmatisme secondaire 45°	
14	Z_4^4	$\sqrt{10}$	$\rho^4 \cos 4\theta$	Astigmatisme rectangulaire 45°	

15	Z_5^{-5}	$\sqrt{12}$	$\rho^5 \sin 5\theta$	Astigmatisme pentagonal vertical	
16	Z_5^{-3}	$\sqrt{12}$	$(5\rho^5 - 4\rho^3) \sin 3\theta$	Astigmatisme triangulaire secondaire vertical	
17	Z_5^{-1}	$\sqrt{12}$	$(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \sin \theta$	Coma secondaire verticale	5
18	Z_5^1	$\sqrt{12}$	$(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho) \cos \theta$	Coma secondaire horizontale	
19	Z_5^3	$\sqrt{12}$	$(5\rho^5 - 4\rho^3) \cos 3\theta$	Astigmatisme triangulaire secondaire horizontal	
20	Z_5^5	$\sqrt{12}$	$\rho^5 \cos 5\theta$	Astigmatisme pentagonal horizontal	
21	Z_6^{-6}	$\sqrt{14}$	$\rho^6 \sin 6\theta$	Astigmatisme hexagonal vertical / horizontal	
22	Z_6^{-4}	$\sqrt{14}$	$(6\rho^6 - 5\rho^4) \sin 4\theta$	Astigmatisme rectangulaire secondaire vertical / horizontal	
23	Z_6^{-2}	$\sqrt{14}$	$(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \sin 2\theta$	Astigmatisme tertiaire vertical / horizontal	
24	Z_6^0	$\sqrt{7}$	$20\rho^6 - 30\rho^4 + 12\rho^2 - 1$	Aberration sphérique secondaire	6
25	Z_6^2	$\sqrt{14}$	$(15\rho^6 - 20\rho^4 + 6\rho^2) \cos 2\theta$	Astigmatisme tertiaire 45°	
26	Z_6^4	$\sqrt{14}$	$(6\rho^6 - 5\rho^4) \cos 4\theta$	Astigmatisme rectangulaire secondaire 45°	
27	Z_6^6	$\sqrt{14}$	$\rho^6 \cos 6\theta$	Astigmatisme hexagonal 45°	

28	Z_7^{-7}	$\sqrt{16}$	$\rho^7 \sin 7\theta$	Astigmatisme heptagonal vertical
29	Z_7^{-5}	$\sqrt{16}$	$(7\rho^7 - 6\rho^5) \sin 5\theta$	Astigmatisme pentagonal secondaire vertical
30	Z_7^{-3}	$\sqrt{16}$	$(21\rho^7 - 30\rho^5 + 10\rho^3) \sin 3\theta$	Astigmatisme triangulaire tertiaire vertical
31	Z_7^{-1}	$\sqrt{16}$	$(35\rho^7 - 60\rho^5 + 30\rho^3 - 4\rho) \sin \theta$	Coma tertiaire verticale
32	Z_7^1	$\sqrt{16}$	$(35\rho^7 - 60\rho^5 + 30\rho^3 - 4\rho) \cos \theta$	Coma tertiaire horizontale
33	Z_7^3	$\sqrt{16}$	$(21\rho^7 - 30\rho^5 + 10\rho^3) \cos 3\theta$	Astigmatisme triangulaire tertiaire horizontal
34	Z_7^5	$\sqrt{16}$	$(7\rho^7 - 6\rho^5) \cos 5\theta$	Astigmatisme pentagonal secondaire horizontal
35	Z_7^7	$\sqrt{16}$	$\rho^7 \cos 7\theta$	Astigmatisme heptagonal horizontal

Tableau I : termes individuels du polynôme de Zernike.

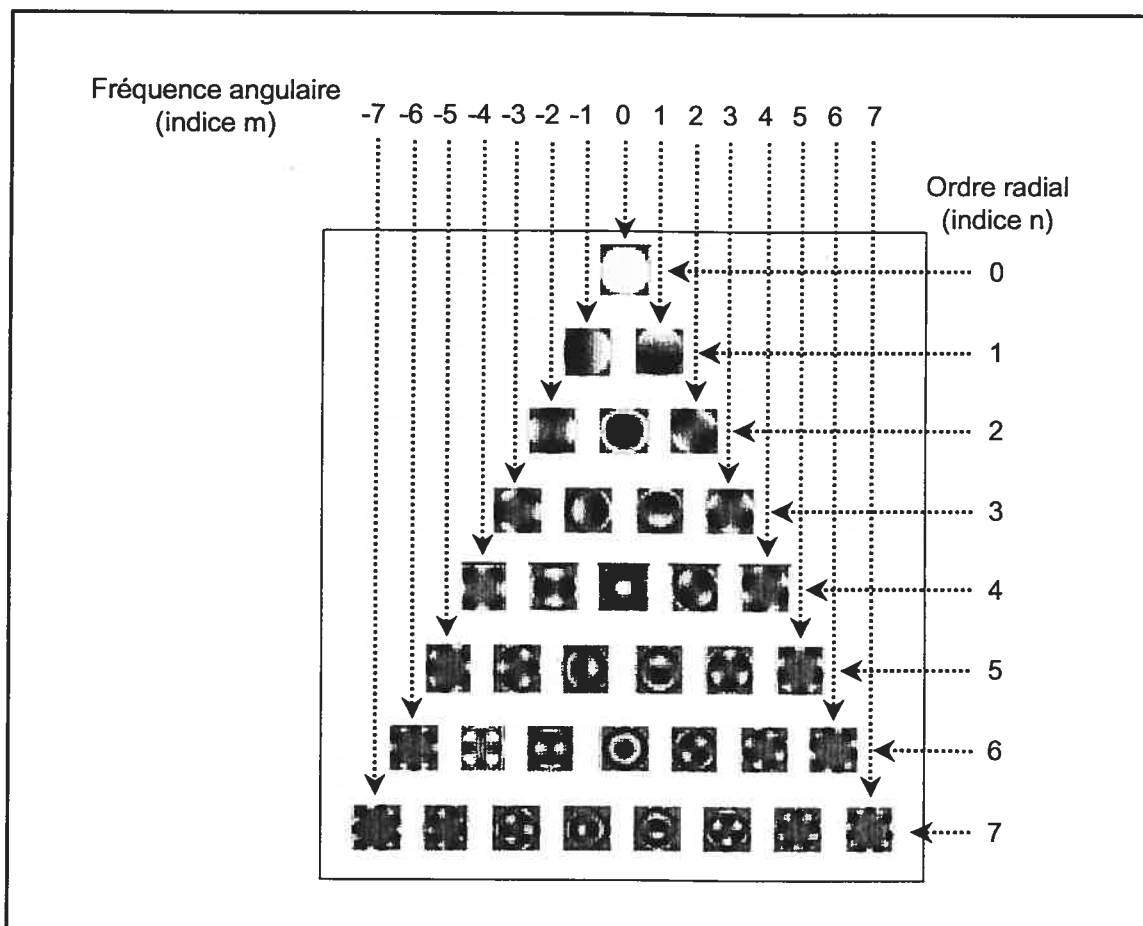


Figure 10 : Pyramide représentant des profils de fronts d'ondes affectés par des aberrations pures définies par chacun des coefficients du polynôme de Zernike.

2.4 Outils mathématiques utilisés pour quantifier la qualité optique

2.4.1 RMC

L'erreur RMC ou tout simplement RMC (racine de la moyenne des carrés ou *root mean square (RMS)* en anglais) est généralement utilisée pour quantifier les

aberrations monochromatiques présentes dans le système visuel. Il s'agit de la somme des contributions individuelles de chacun des termes du polynôme de Zernike dans l'aberration totale. La RMC est ainsi définie (pour les aberrations allant jusqu'à l'ordre 7) :

$$RMC = \sqrt{\sum_{i=0}^{35} C_i^2} \quad \text{ou} \quad \sqrt{\sum_{n=0}^7 \sum_{m=0}^n (C_n^m)^2}$$

Plus la valeur de la RMC est élevée, plus la présence d'aberrations monochromatiques est importante dans le système optique sous étude.

Lorsque le système visuel est le système optique sous étude, la RMC est généralement calculée à partir des termes d'ordre 3. Le terme d'ordre 0 (terme piston) ajoute une valeur constante à l'erreur RMC alors que les termes d'ordre 1 ont pour effet de déplacer latéralement par rapport à l'horizontale (C^1_1) ou la verticale (C^{-1}_1) l'image. Les termes de ces deux ordres n'affectent donc pas la qualité optique. Les termes d'ordre 2 sont des imperfections qui peuvent être corrigées par des lunettes ou des verres de contact. Il s'agit de l'astigmatisme (C^{-2}_2 et C^2_2) et de l'erreur de mise au point (C^0_2). Ces termes nous intéressent donc moins. En corrigeant la vision, il serait possible d'éliminer la contribution de ces termes à l'aberration totale affectant le front d'onde final. Par ailleurs, comme les coefficients de ces termes peuvent souvent être élevés, ils pourraient masquer l'effet des autres types d'aberrations qui affectent la qualité de la vision (et qui ne

sont pas corrigibles par des lunettes ou des lentilles cornéennes) de façon importante même si ces contributions paraissent moindres. Lorsque l'on évalue l'effet de tous les types d'aberrations, en excluant les ordres 0 à 2, on parle généralement d'aberrations d'ordres supérieurs.

Il est aussi possible de regrouper les termes par ordres ou par types d'aberrations. Les RMC d'ordre 3, d'ordre 4 et d'ordres 5 à 7 sont souvent calculées, de même que les RMC des aberrations sphériques et coma. Nous obtenons donc :

$$\text{RMC d'ordres supérieurs à 2 : } \sqrt{\sum_{i=6}^{35} C_i^2}$$

$$\text{RMC d'ordre 3 : } \sqrt{\sum_{i=6}^9 C_i^2}$$

$$\text{RMC d'ordre 4 : } \sqrt{\sum_{i=10}^{14} C_i^2}$$

$$\text{RMC d'ordres 5 à 7 : } \sqrt{\sum_{i=15}^{35} C_i^2}$$

$$\text{Coma : } \sqrt{C_7^2 + C_8^2 + C_{17}^2 + C_{18}^2 + C_{31}^2 + C_{32}^2}$$

$$\text{Aberrations sphériques : } \sqrt{C_{12}^2 + C_{24}^2}$$

2.4.2 FTM

Un autre outil souvent utilisé pour quantifier la qualité optique d'un système est la FTM (Fonction de Transfert de Modulation ou *Modulation Transfer Function (MTF)* en anglais). La FTM décrit l'habilité d'un système à transférer les propriétés de contraste d'un objet à l'image. Un objet est formé de composantes de Fourier. La façon dont ces composantes sont transformées par le système optique en constituants harmoniques correspondants au sein de l'image est la quintessence du processus du transfert de la modulation.

On peut représenter la FTM d'un système optique par un graphique montrant le comportement du ratio de la modulation de l'image sur la modulation de l'objet à chaque fréquence spatiale. Plus la courbe tend vers une droite de pente négative plus le système s'approche du cas idéal (système parfait exempt d'aberrations et limité seulement par la diffraction).

La FTM est calculée à partir de la réponse impulsionnelle ou PSF en anglais (*Point Spread Function*). L'image d'un point lumineux est un point flou sur une aire finie au lieu d'être un point net. Ce flou est causé par la diffraction et les aberrations qui peuvent être présentes. La réponse impulsionnelle est donc la distribution d'irradiance d'un objet dans le plan image. En définissant la réponse impulsionnelle d'un point source dans un système limité par la diffraction de la façon suivante,

$$S(x, y, X, Y)$$

on peut exprimer l'irradiance de l'image comme la convolution de l'irradiance de l'objet et de la réponse impulsionnelle :

$$I_i(X, Y) = I_o(x, y) \otimes S(x, y, X, Y)$$

La fonction qui permet de faire le lien entre la réponse impulsionnelle et la FTM est la fonction de transfert optique (FTO).

On peut trouver la correspondance de l'irradiance de l'image dans le domaine des fréquences spatiales en effectuant la transformée de Fourier de la fonction de la façon suivante :

$$F\{I_i(X, Y)\} = F\{I_o(x, y)\} \bullet F\{S(x, y, X, Y)\}$$

Le spectre des fréquences spatiales de la distribution de l'irradiance de l'image est donc égal au produit du spectre des fréquences spatiales de la distribution de l'irradiance de l'objet et de la transformée de la réponse impulsionnelle. La FTO se définit comme la transformée de la réponse impulsionnelle.

$$FTO = F\{S(x, y, X, Y)\}$$

La FTM est une mesure de la réduction du contraste de l'objet à l'image sur le spectre des fréquences spatiales et sera finalement obtenue en faisant le module de la fonction de transfert optique.

$$|FTO| = MTF$$

2.4.3 Rapport de Strehl

Finalement, certaines études sur les aberrations et les performances de systèmes optiques feront mention d'un paramètre appelé le rapport de Strehl (*Strehl ratio*). Il est défini comme rapport de l'intensité lumineuse au maximum de la réponse impulsionnelle du système porteur d'aberration sur l'intensité lumineuse au maximum de la réponse impulsionnelle de ce système sans aberrations.

Ce paramètre est un nombre réel compris entre 0 et 1 qui donne une information sur la performance générale des systèmes optiques ou sur la « sévérité » des aberrations dans un système optique. Un système optique parfait (limité par la diffraction) aurait un rapport de Strehl de 1.

3. Effet du vieillissement sur la performance visuelle et l'optique oculaire

La qualité de l'image rétinienne est nécessairement limitée par certains facteurs optiques tels la qualité des composantes de l'œil, la diffraction et la diffusion. Pour un œil normal (emmétrope) et en santé, seules la diffraction et la sensibilité au contraste devraient théoriquement limiter le pouvoir de résolution de l'œil. Les études visant à établir la sensibilité au contraste et essayant de prouver que l'œil est seulement limité dans ses performances par la diffraction, ont mis en évidence le fait que d'autres facteurs interviennent lorsque la pupille est grande. Les facteurs les plus probables, limitant la performance de l'œil, seraient la diffusion et les aberrations optiques de l'œil.

En vieillissant, les composantes optiques de l'œil changent de forme, d'épaisseur et de transparence comme mentionné au chapitre 1. Ces modifications peuvent avoir une influence sur le comportement de la lumière dans l'œil et ainsi influencer les aberrations, tant au niveau du type qu'au niveau du nombre.

Le présent chapitre résumera les observations faites sur l'influence du vieillissement sur l'acuité visuelle, la sensibilité au contraste et les aberrations optiques.

3.1 Sensibilité au contraste, acuité visuelle et diffusion intraoculaire

3.1.1 Sensibilité au contraste

La sensibilité au contraste est connue pour diminuer avec la sénescence, notamment pour les moyennes et hautes fréquences spatiales. Parmi les facteurs pouvant expliquer cette baisse de rendement, on trouve des facteurs optiques et des facteurs neuraux. Le myosis pupillaire sénile et l'absorption accrue du cristallin avec l'âge mènent à une réduction de l'illumination de la rétine qui affecte ainsi la sensibilité au contraste. L'augmentation de la diffusion intraoculaire par le cristallin peut aussi réduire la sensibilité au contraste pour toutes les longueurs d'ondes. Parmi les facteurs neuraux les plus importants, on considère la perte de neurones avec l'âge, la sclérose des vaisseaux sanguins alimentant la rétine et le système neural. La plupart des études psychophysiques semblent conclure que les facteurs neuraux sont les principaux acteurs dans le déclin de la performance visuelle au fil du temps [46-49] bien que quelques études semblent démontrer que l'optique joue un rôle non négligeable [50, 51]. Ces résultats mènent à des conclusions conflictuelles sur le sujet. Le rapport entre les contributions neurales et optiques n'est donc pas encore déterminé.

Owsley et col. [46] ont effectué des mesures psychophysiques sur un large échantillon (91 sujets) de sujets âgés entre 19 et 87 ans afin de savoir si la

sensibilité au contraste, déjà connue pour baisser au cours des années, avait pour cause les facteurs neuraux ou optiques. Une première série de mesures fut effectuée en conditions normales, i.e. en pupilles naturelles et amétropies corrigées afin d'avoir la meilleure acuité visuelle pour une distance de 3m (distance du test). Les auteurs remarquèrent, comme dans toutes les études précédemment faites sur le sujet, une baisse de sensibilité au contraste avec les années pour les moyennes et hautes fréquences spatiales. Ils remarquèrent de plus que l'acuité visuelle des sujets affectait la sensibilité au contraste, et ce, pour tous les âges. Ils refirent la même série de mesures sur 7 jeunes en utilisant un filtre pour simuler la baisse d'illuminance rétinienne causée par la hausse de densité du cristallin et la myosis sénile et observèrent une diminution significative de la sensibilité au contraste comparativement aux résultats obtenus en conditions naturelles. Malgré ces résultats, les auteurs conclurent que si la baisse d'illuminance rétinienne pouvait en partie expliquer la perte de sensibilité au contraste avec la sénescence, la diffusion intraoculaire ne devait pas jouer un rôle prédominant, cédant le pas aux facteurs neuraux.

Dans une étude ultérieure, Owsley et col. [47] prirent des mesures psychophysiques sur trois groupes de sujets en bonne santé et sans pathologie oculaire : un groupe de jeunes, un groupe de gens âgés et un groupe de gens âgés ayant un implant intraoculaire. Ils recueillirent des résultats semblables dans les deux groupes de gens âgés pour les hautes et moyennes fréquences spatiales, c'est-à-dire une baisse de sensibilité au contraste. Ces résultats semblent suggérer que le cristallin ne joue pas un grand rôle dans la perte de sensibilité au

contraste avec la sénescence. La taille de la pupille semble toutefois jouer un rôle plus important. Lorsque la taille des pupilles des personnes plus âgées est dilatée et égale celle des jeunes, la différence entre les seuils de sensibilité au contraste disparaît presque entièrement entre les deux groupes. La différence restante peut probablement être imputée à une dégénérescence neurale. Les auteurs observèrent toutefois un phénomène relativement étrange au cours de leur étude. La sensibilité au contraste des pseudophaques était supérieure à celle des personnes âgées « normales » et même à celle des jeunes en ce qui concerne les basses fréquences spatiales. Sachant que l'implant intraoculaire occupe la même position que celle du cristallin, l'hypothèse d'une minimisation de l'image (qui aurait pour effet d'augmenter la fréquence spatiale de l'image) n'est pas retenue. L'explication la plus satisfaisante impliquerait les propriétés optiques de l'implant mais aucune mesure n'a été prise dans cette étude afin de confirmer cette hypothèse.

Burton et col. [50] utilisèrent un test interférométrique afin de passer outre le système optique de l'œil pour mesurer la courbe de sensibilité au contraste en condition photopique. Les courbes obtenues pour le groupe de 35 jeunes (17 à 29 ans) et le groupe de 29 personnes âgées (60 à 80 ans) se révélèrent comparables bien que la courbe de sensibilité au contraste des personnes plus âgées se trouva plus basse que celle des jeunes. Cette différence entre les deux courbes étant petite et le recouvrement des courbes individuelles entre les deux groupes étant large, les auteurs conclurent que les pertes neurales étaient faibles et

ne constituait pas la principale cause de la détérioration de la performance visuelle avec la sénescence en condition photopique.

Elliott [48] effectua trois tests psychophysique sur deux groupes de 16 sujets d'âges moyens très différents (21.5 ± 2.7 ans et 72 ± 4.3 ans). Il n'observa aucune différence entre la sensibilité au contraste du système oculaire global et celle du système neural et rétinien. Il en conclut donc que la baisse de la fonction de la sensibilité au contraste (pour les fréquences spatiales moyennes et élevées) ne provient pas principalement des changements dans l'optique de l'œil. Dans une étude ultérieure [49], Elliott tenta de simuler la baisse d'illuminance de la rétine en utilisant des gouttes dans un groupe de jeunes afin de faire contracter leur pupille. Il obtint ainsi des diamètres pupillaires comparables à ceux obtenus chez un groupe de personnes âgées. Le chercheur utilisa aussi un filtre afin de simuler la hausse de d'absorption du cristallin avec les années et n'observa pas de différence entre les mesures faites dans ces conditions et en condition naturelle chez son groupe de jeunes sujets (contrairement à Burton et col. [50]). Il conclut une fois de plus que l'optique de l'œil n'a pas d'effet sur la perte de sensibilité au contraste avec la sénescence.

3.1.2 Acuité périphérique

L'acuité visuelle semble reconnue pour baisser au fil des années. Collins et col. [52] ont testé l'acuité visuelle périphérique de 29 personnes à l'aide d'une

épreuve psychophysique. Les sujets étaient divisés en deux groupes d'âge. Ils observèrent une légère diminution de la sensibilité au contraste pour les cibles larges chez le groupe le plus âgé (âge moyen de 54.2 ans) mais cette différence avec le groupe de jeunes se révéla non significative. Par contre, les auteurs observèrent une différence beaucoup plus marquée lors de l'utilisation de petites cibles. De petits changements périphériques dans la région fovéale se traduisirent par de gros changements dans la sensibilité au contraste alors que de plus grandes variations dans l'excentricité en région parafovéale n'entraînèrent que de faibles changements dans la sensibilité. L'explication la plus probable à ce phénomène semble être la mort de cellules réceptrices et ganglionnaires.

3.1.3 Diffusion intraoculaire

Isjpeert et col. [53] ont tenté de savoir si la diffusion intraoculaire avait une relation avec la pigmentation, l'angle de provenance de la lumière par rapport à l'axe de visée et l'âge. Leur test psychophysique fut fait sur un échantillon de 129 sujets, en pupille naturelle, ayant une bonne acuité visuelle corrigée et âgés entre 20 et 80 ans. Aucun des sujets n'avait de pathologie oculaire et tous avaient des cristallins clairs sauf pour un jaunissement normal associé au vieillissement. Les chercheurs n'observèrent aucun effet de l'angle d'entrée du faisceau incident dans l'œil mais observèrent un effet de la pigmentation et, surtout, un effet de l'âge sur la diffusion intraoculaire. Les yeux bleus et verts, peu importe l'âge, avaient un taux de diffusion plus élevé que celui des yeux bruns qui eux-mêmes avaient un

taux plus élevé que celui des yeux des sujets non caucasiens. Les auteurs observèrent aussi une augmentation de la diffusion vers l'âge de 50 ans.

Westheimer et Liang [54] utilisèrent la double traversée pour obtenir la région centrale de la réponse impulsionnelle (*Point Spread Function* ou PSF). Cependant, seule la zone centrale de la fonction (7 minutes d'arc) procurait une bonne estimation pour leur analyse. La région périphérique de la fonction fut trouvée à l'aide d'un test psychophysique. Ils observèrent un étalement plus prononcé et un maximum moins élevé de la fonction dans le cas du seul sujet âgé sur lequel les mesures furent prises, comparativement aux deux sujets représentant le groupe de jeunes. Les auteurs observèrent que le pic de luminance du point image était beaucoup plus faible chez leur sujet âgé (environ quatre fois plus faible que chez les jeunes) et que le seuil de détection devait être beaucoup plus élevé chez ce sujet. Ils admirent que des mesures sur un échantillon plus important devaient être prises mais attribuèrent tout de même un rôle prédominant à la diffusion oculaire dans la perte de performance visuelle liée à l'âge.

Hennelly et col. [55] reprirent la même technique que Isjpeert et col. pour tester la diffusion intraoculaire et effectuèrent aussi un test de sensibilité au contraste sur un groupe de 28 personnes âgées entre 16 et 60 ans. Tous les sujets étaient examinés rigoureusement afin d'exclure de l'étude toutes cataractes et pathologies oculaires. Tous avaient une acuité visuelle d'au moins 6/6, de très petites amétropies (sphère entre -0.25 et $+0.50$ D et cylindre moins de -0.50 D). Les auteurs observèrent une hausse de la diffusion intraoculaire à partir de l'âge

de 45 ans et une diminution du diamètre de la pupille avec l'âge. Ils observèrent aussi une grande variabilité intra et inter sujet pour la sensibilité au contraste mais notèrent tout de même une baisse de la sensibilité pour les personnes plus âgées, et ce pour toutes les fréquences spatiales sauf les plus élevées. Bien que le myosis sénile puisse diminuer l'illumination rétinienne et réduire le contraste, il peut par contre permettre de réduire les aberrations perçues. Il semblerait donc que le diamètre pupillaire ne joue pas un rôle prédominant dans la perte de sensibilité au contraste. La diffusion intraoculaire semble par contre être un facteur non négligeable. Cette diffusion de la lumière viendrait principalement du cristallin, la diffusion de la cornée n'étant pas influencée par l'âge.

3.2 Fonction de transfert de modulation (FTM)

Plusieurs études sur la fonction de sensibilité au contraste (FSC) semblent attribuer presque exclusivement aux facteurs neuraux la perte de sensibilité aux contrastes avec la sénescence alors que les tests sur la diffusion oculaire permettent d'établir que ce phénomène optique joue une part importante dans cette perte de performance visuelle. Mis à part la diffusion intraoculaire, d'autres facteurs optiques pourraient-ils contribuer à la diminution de la performance visuelle avec la sénescence? Une façon de le savoir est de tester la qualité de l'image rétinienne. Pour y arriver, plusieurs chercheurs ont travaillé sur la FTM qui est en quelque sorte une mesure de la modulation du signal lumineux par l'œil.

Plus cette modulation est importante, moins l'image sera transmise de façon fidèle à la rétine.

Artal et col. [56] utilisèrent un système à « double traversée » afin de mesurer la FTM et comparèrent leurs résultats avec une évaluation clinique de la FSC. Leur échantillon était constitué de 5 jeunes sujets (âge moyen; 29 ans) et 5 sujets plus âgés (âge moyen; 64 ans). Leurs mesures furent prises en pupille dilatée et en accommodation paralysée avec un faisceau laser monochromatique. Les chercheurs observèrent une diminution de la FTM avec l'âge. Ils obtinrent, pour la FTM, des résultats relativement similaires à ceux obtenus pour la FSC malgré le fait que la FSC fût enregistrée en pupille naturelle et en lumière blanche. Ils conclurent donc que la dégradation de sensibilité au contraste devait être due aux aberrations oculaires qui augmenteraient avec la sénescence. Ils refirent des mesures sur des aphaques ayant reçu une lentille monofocale afin de connaître la contribution du cristallin au déclin de la FMT (Glasser et Campbell avaient constaté une augmentation des aberrations sphériques du cristallin avec les années [32]). Les résultats obtenus se révélèrent semblables entre les aphaques âgés et les « normaux » âgés. Les auteurs conclurent que le rendement de la lentille intraoculaire monofocale était équivalent à celui d'un cristallin naturel âgé, dégradant la FTM par rapport à celle observée chez les jeunes sujets. Ils considérèrent ainsi que la dégradation de la FTM, liée à la baisse de sensibilité au contraste devait être imputable principalement à l'augmentation des aberrations monochromatiques avec l'âge. L'augmentation de ces dernières devait être

presque entièrement causée par les modifications que subissait le cristallin au fil des ans.

Dans une étude visant à évaluer la pertinence du calcul de la réponse impulsionnelle à partir de données sur la FTM, Liang et Westheimer [57] ont aussi testé l'effet de l'âge sur trois jeunes sujets (21 à 31 ans) et quatre sujets plus âgés (63 à 75 ans) ayant une bonne acuité visuelle et sans pathologie oculaire. Ils observèrent que la queue de la PSF était plus élevée et le ratio de Strehl était plus petit chez les personnes plus âgées. La FTM révéla aussi une perte plus grande à basses fréquences spatiales chez ce groupe. Ces observations amenèrent les auteurs à conclure que l'optique de l'œil se dégrade avec la sénescence.

Guirao et col. [58] reprirent le système de double-traversée pour mesurer la FTM. Ils utilisèrent des diamètres différents pour la pupille d'entrée et de sortie afin de ne pas perdre l'information sur les aberrations asymétriques. Encore une fois, l'accommodation fut paralysée, la pupille dilatée et le centrage de la pupille du sujet avec le montage contrôlé. Ils firent leurs mesures pour trois diamètres de pupilles de sortie différents sur trois sous-groupes de 20 sujets (âges; 20-30 ans, 40-50 ans et 60-70 ans). En comparant directement les images obtenues, les chercheurs observèrent une baisse de la performance de l'œil avec l'âge. Cette baisse de performance augmentait avec l'accroissement du diamètre de la pupille de sortie, surtout chez les plus jeunes sujets. Le ratio de Strehl fut calculé et révéla une dégradation relativement linéaire de la qualité de l'image rétinienne au cours des années. Selon les auteurs, l'augmentation des aberrations optiques serait la

principale cause de la détérioration de l'image rétinienne bien que l'augmentation de la diffusion intraoculaire puisse aussi jouer un rôle. Cependant, si les mesures sont prises en conditions « hors labo », i.e. en pupille naturelle et sans bloquer l'accommodation, la différence observée entre la FTM des personnes plus âgées et celle des plus jeunes diminue. Les deux FMT sont semblables, surtout en luminance faible, laissant ainsi supposer que le myosis sénile et la plus grande tolérance des personnes âgées aux erreurs de mise au point feraient diminuer la contribution des facteurs optiques à la baisse de la sensibilité au contraste.

À diamètres pupillaires équivalents, la baisse de la FTM avec l'âge semble donc pointer les aberrations monochromatiques comme principales causes de la détérioration de la qualité optique de l'œil avec la sénescence. Comme les aberrations sont fonction du diamètre pupillaire, il ne semble toutefois pas certain qu'elles puissent jouer un rôle important en condition naturelle, lorsque la pupille des personnes âgées est affectée par le myosis sénile. Il devient donc intéressant d'étudier plus directement les aberrations afin de connaître leur rôle dans la perception visuelle en général et dans la dégradation de la performance visuelle liée au vieillissement.

3.3 Aberrations

3.3.1 Aberration chromatique longitudinale

L'aberration chromatique résulte de la variation des indices de réfraction des milieux avec la longueur d'onde de la lumière. Comme les composantes de l'œil et leurs propriétés optiques changent au fil du temps, il semble justifié de croire que l'aberration chromatique pourrait subir des changements liés au vieillissement.

Millodot [59] constata une baisse notable de l'aberration chromatique chez les gens âgés entre 40 et 50 ans et une baisse continue mais plus graduelle entre 50 et 80 ans. La technique utilisée faisait appel à un critère subjectif de netteté en fonction de la longueur d'onde. Comme prévu par la théorie, il observa que lorsque l'accommodation était nulle, l'œil se comportait de façon légèrement hypermétrope pour les grandes longueurs d'onde et de façon myope pour les longueurs d'onde courtes. L'œil est emmétrope vers 578 nm. Vers 40 ans l'aberration chromatique diminue de façon marquée pour les courtes longueurs d'onde et continuera à diminuer jusqu'à atteindre des valeurs très faibles vers 80 ans. Le même comportement est observé pour les longues longueurs d'onde mais à un taux plus faible. L'auteur observa une tendance similaire chez 10 aphaques qui participèrent à l'étude. Il ne considéra donc pas l'augmentation de densité optique du cristallin au cours des ans comme un facteur important dans la modification de l'aberration chromatique, d'autant plus que celui-ci ne compte que

pour le tiers de l'aberration chromatique totale. Aussi suggéra-t-il une augmentation de l'indice de réfraction de l'humeur vitrée avec la sénescence. Si l'indice de l'humeur vitrée augmentait suffisamment pour avoir une plus grande valeur que celle du cristallin, l'interface entre le cristallin et l'humeur vitrée constituerait un dioptré négatif qui rendrait l'œil plus hypermétrope et qui réduirait les effets dispersifs causés par la cornée. Millodot et Newton [41] entreprirent de confirmer cette hypothèse en étudiant la réflectance des images de Purkinje. L'analyse fut faite par méthode photographique sur 20 sujets n'ayant aucune pathologie oculaire apparente. Les chercheurs observèrent une diminution dans la réflectance de la troisième image de Purkinje chez les sujets plus âgés. Une baisse de réflectance de la quatrième image de Purkinje dans le bleu et une réflectance constante de la quatrième image de Purkinje dans le rouge les amenèrent à conclure qu'une diminution de l'indice de réfraction de l'humeur vitrée pourrait engendrer de tels changements et rendre ainsi l'œil achromatique avec la sénescence.

Mordi et Adrian [60] observèrent aussi une diminution de l'aberration chromatique avec l'âge mais la diminution qu'ils enregistrèrent semblait très petite, la variation à l'intérieur des groupes du même âge assez grande et leur échantillon trop petit pour que des conclusions intéressantes puissent être tirées de leur étude.

Ware [61], en revanche n'observa aucune modification de l'aberration chromatique au cours des années. Bien que son échantillon soit petit, il eut l'avantage d'avoir deux sujets qui s'étaient soumis à un test sur l'aberration chromatique vingt ans

auparavant. Ces deux sujets avaient plus de 50 ans au moment où la deuxième étude fut effectuée et leurs mesures à des temps différents couvrent donc bien l'intervalle d'âge où les changements furent enregistrés par Millodot. Les deux tests furent, de plus, réalisés à l'aide du même montage faisant appel au critère de netteté d'un point. Ware observa chez ces sujets le même taux d'aberration chromatique que celui noté vingt ans plus tôt. Ainsi le chercheur conclut que l'aberration chromatique n'est pas influencée par l'âge.

Plus récemment, Howarth et col. [62] effectuèrent trois tests suivant des méthodes différentes afin d'établir la dépendance de l'aberration chromatique sur l'âge. Un de ces trois tests était objectif et n'impliquait pas le jugement du sujet. Les auteurs tinrent compte de la sensibilité au contraste aux différentes longueurs d'ondes dans leurs mesures et arrivèrent à la même conclusion que Ware [61] à l'issue des trois tests. Morrell et col. [63] corroborèrent aussi les observations faites par Ware [61] et Howarth et col. [62]. Ils émirent aussi l'hypothèse que la différence entre leurs résultats et ceux obtenus par Millodot et Newton [41] venaient probablement de l'augmentation de l'absorption du bleu par la cornée avec l'âge.

L'âge ne semble donc pas affecter les aberrations chromatiques longitudinales. Aucune étude n'a encore tenté de mesurer l'effet de l'âge sur l'aberration chromatique transverse.

3.3.2 Aberration monochromatique

Les aberrations monochromatiques sont liées à la forme et à l'alignement des différents dioptries optiques de l'œil. Ceux-ci font en sorte que les rayons lumineux incidents à l'œil seront ou ne seront pas focalisés en un seul et unique point sur la rétine. Comme l'évolution de chaque composante optique de l'œil est établie, il paraît évident qu'une modification de ces dernières pourra avoir des répercussions sur le nombre et le taux d'aberrations rencontrées. De plus, les études portant sur la FTM semblent attribuer aux aberrations monochromatiques un rôle important dans la dégradation de la qualité optique de l'œil avec la sénescence.

3.3.2.1 Aberrations de la cornée

Oshika et col. [3] ont étudié les changements des aberrations cornéennes liés au vieillissement. Le calcul des aberrations fut fait à partir de mesures prises à l'aide d'un vidéokératographe. Le front d'onde fut reconstitué et exprimé à partir du polynôme de Taylor jusqu'au 6^e ordre, puis converti sous forme du polynôme de Zernike, tel que défini par Howland et Howland [67]. Seuls les coefficients 7 à 28 furent considérés. Les auteurs observèrent que pour une petite région centrale de la cornée (3 mm), les aberrations de type sphérique et les aberrations totales étaient indépendantes de l'âge alors que les aberrations de type coma montraient une très légère augmentation avec l'âge. Pour une zone plus grande (7 mm), ils observèrent une corrélation positive entre l'âge et les aberrations de type coma, de même qu'entre l'âge et l'aberration totale. L'augmentation des aberrations avec le diamètre était surtout marquée chez les sujets les plus âgés. Cette augmentation

des aberrations de type coma incita les auteurs à conclure que la cornée devient moins symétrique avec l'âge. Seule l'aberration cornéenne sphérique ne semble pas être influencée par l'âge. Toutefois, l'étude ne portant que sur les yeux de sujets asiatiques, les conclusions que les auteurs en tirent pourraient s'avérer erronées pour un groupe de sujets caucasiens où la forme de l'œil pourrait influencer les aberrations monochromatiques mesurées.

Guirao et col. [4] utilisèrent le même type de mesures afin de déterminer le rôle de la cornée dans la diminution de la performance visuelle au cours des années. La RMC fut calculée à partir des coefficients de Zernike du 3^e au 4^e ordre pour des diamètres de 4, 5 et 6 mm. En plus de noter une augmentation significative de la RMC totale pour tous les diamètres, les chercheurs observèrent une augmentation de la coma de Seidel malgré une grande variabilité dans leurs résultats et une tendance pour l'aberration sphérique de Seidel à devenir de plus en plus négative avec l'âge. Ils calculèrent aussi la FTM afin de consolider leurs résultats. Ils notèrent une petite diminution de la FTM entre les sujets dans la vingtaine et les sujets de plus de quarante ans. Aucun changement dans la courbe de la FTM ne semble survenir entre la quarantaine et la soixantaine pour les régions centrales cornéennes de 4 et 6 mm. Bien que la hausse des aberrations cornéennes au fil du temps semble mieux établie que dans l'étude d'Oshika [3], ces changements sont minimes et ne peuvent expliquer à eux seuls la diminution de la performance visuelle de l'œil complet vieillissant. Ces résultats laissent donc croire que les changements qui s'opèrent dans la cornée seraient moins importants que ceux du cristallin.

3.3.2.2 Aberrations du cristallin

Glasser et Campbell [32,64] trouvèrent une corrélation statistiquement significative entre l'âge et l'aberration sphérique de cristallins étudiés *in vitro*. Le cristallin, le corps et muscle ciliaire d'un œil humain fraîchement énucléé furent retirés du globe oculaire et attachés sur un module d'étirement circulaire. Ce module devait étirer le cristallin de façon à simuler la relaxation lors de la vision de loin. Dans la première étude [32], vingt-sept cristallins de donneurs âgés entre 10 et 87 ans furent utilisés alors que dans la deuxième étude [64], 19 paires d'yeux de donneurs âgés entre 5 et 96 ans furent utilisés. Les aberrations furent obtenues en calculant le trajet de faisceaux laser au travers de chaque cristallin installé sur le module d'étirement. L'aberration sphérique des cristallins non étirés (qui accommodent) passait de valeurs négatives pour les plus jeunes sujets à des valeurs positives vers l'âge de 40 ans. L'aberration sphérique ne changea pas de façon significative entre l'état non étiré et l'état étiré pour les plus vieux cristallins mais un léger changement fut noté pour les cristallins plus jeunes.

Smith et col. [65] ont évalué l'aberration sphérique de cristallins *in vivo*. Ils ont utilisé un aberroscope constitué de deux cylindres croisés accolés pour mesurer les aberrations de l'œil complet jusqu'au quatrième ordre en utilisant le polynôme de Taylor afin de calculer l'aberration du front d'onde. Les mesures des rayons de courbure sagittale de la face antérieure de la cornée (en quatre points périphériques) ainsi qu'une estimation du rayon de courbure au vertex ont été obtenues à l'aide d'un kératomètre. Ces mesures leur permirent de calculer l'asphéricité de la face antérieure de la cornée et de déduire le profil du front

d'onde. Les aberrations du front d'onde de la face postérieure de la cornée furent évaluées à partir des données, elles aussi estimatives, concernant le rayon de courbure et l'asphéricité de cette face cornéenne. Les aberrations du cristallin furent obtenues par soustraction directe des aberrations de l'œil complet à celles des faces antérieure et postérieure de la cornée. Les chercheurs observèrent, pour un échantillon relativement restreint (13 sujets dont l'âge variait entre 21 et 31 ans et 13 autres personnes dont l'âge variait entre 56 et 72 ans), une augmentation de l'aberration sphérique et de l'aberration totale de l'œil complet avec l'âge. Chez les deux groupes de sujets, les aberrations totales du cristallin et de la cornée s'avèrent deux à quatre fois plus élevées que celles de l'œil complet. Les auteurs observèrent que les aberrations du cristallin étaient, pour les deux groupes, en moyenne négatives et celles des faces antérieure et postérieure de la cornée étaient similaires à celle du cristallin mais positives. Selon eux, la face postérieure de la cornée jouerait un rôle négligeable dans le taux d'aberration positive de l'œil. Ils observèrent que l'aberration sphérique du cristallin devenait moins négative au fil des années, ce qui semble confirmer les observations *in vitro* de Glasser et Campbell [32, 64]. Leurs résultats semblèrent révéler que la symétrie de la face antérieure de la cornée n'était pas influencée par l'âge. Ils imputèrent donc l'augmentation des aberrations totales de l'œil avec l'âge au cristallin plutôt qu'à la cornée.

3.3.2.3 Aberrations de l'œil

Utilisant le même type d'appareil que Smith [65], Calver et al. [66] ont mesuré les aberrations monochromatiques jusqu'au quatrième ordre chez deux groupes de

sujets. Le premier groupe était constitué de 15 jeunes (âge moyen : 24.2 ± 3 ans) et le deuxième, de 15 personnes âgées (âge moyen : 68.0 ± 5 ans). L'acuité visuelle des sujets était de 6/6 ou mieux et les erreurs de réfraction étaient comprises entre ± 7.00 dioptries sphériques et ± 2.5 dioptries cylindriques. Tous les sujets avaient des milieux clairs dans l'aire pupillaire, n'avaient subi aucune chirurgie oculaire et n'avaient aucune maladie systémique pouvant influencer l'optique de l'œil. Les tests furent effectués en pupille naturelle et pour des pupilles de 4 mm et 6 mm (pupille dilatée et accommodation paralysée).

Une grande variabilité dans les coefficients de Zernike entre les sujets fut constatée pour tous les diamètres pupillaires. Les auteurs utilisèrent la notation de Howland et Howland [67] pour rapporter les coefficients des aberrations. Pour les pupilles de 4 mm et 6 mm, une différence significative entre les groupes fut notée pour les coefficients C_8 (coma verticale 3^e ordre), C_{10} (astigmatisme triangulaire verticale), C_{13} (astigmatisme secondaire horizontal 4^e ordre) et C_{14} (astigmatisme rectangulaire vertical). Ces coefficients, en valeur absolue, s'avérèrent plus grands chez les personnes âgées. Contre toute attente, le coefficient C_{11} , représentant l'aberration sphérique, ne sembla pas révéler de différence entre le groupe de jeunes et de personnes âgées. Aucune différence significative ne fut mesurée entre les deux groupes en pupilles naturelles lorsque les coefficients furent comparés un à un.

Les auteurs n'observèrent aucune différence significative entre les aberrations du 3^e ordre et du 4^e ordre (en comparant la RMC) des deux groupes pour des

diamètres pupillaires fixes, bien que le groupe de personnes âgées semblât présenter un plus grand taux d'aberrations. Cette constatation pourrait être imputable à la grande variabilité des résultats entre les sujets. Toutefois, en condition naturelle, les auteurs notèrent une baisse statistiquement significative des valeurs de RMC chez les personnes âgées (RMC du 3^e ordre, RMC du 4^e ordre et RMC totale) par rapport au groupe de jeunes. La différence de diamètre pupillaire observée entre les sujets âgés et les jeunes était d'environ 1 mm. Cette différence de diamètre serait donc suffisante pour améliorer la valeur de RMC calculée chez les personnes âgées. La FTM fut aussi calculée et ils observèrent qu'en pupille naturelle, la courbe de la FTM des sujets plus âgés remontait, allant même jusqu'à se confondre avec celle des jeunes sujets. Les auteurs conclurent donc que la baisse de sensibilité au contraste en condition naturelle, généralement rapportées chez les personnes âgées, ne devait pas être causée par la hausse des aberrations monochromatiques avec les années mais plutôt par une hausse de la diffusion intraoculaire et par une diminution de la luminance arrivant à la rétine.

McLellan et col. [68] ont, quant à eux, utilisé une méthode subjective faisant appel à un critère d'alignement afin d'évaluer, sur 38 sujets, les aberrations monochromatiques en fonction de l'âge. Trois sous-groupes ont été formés ; un groupe de moins de 30 ans (13 sujets), un de 30 à 50 ans (14 sujets) et un dernier de 50 ans et plus (11 sujets). Les erreurs de réfraction des sujets variaient entre -6.00 D et $+0.50$ D d'équivalent sphérique. Aucun des sujets ne portait sa propre correction (lunette ou lentilles cornéennes) et seule l'erreur sphérique était corrigée

par un système de lentilles intégrées dans le montage. Les mesures furent répétées trois fois pour chaque sujet en pupille dilatée. Ils évaluèrent les 35 premiers coefficients du polynôme de Zernike, obtenant les aberrations jusqu'au 7^e ordre. Les chercheurs observèrent une grande variabilité à l'intérieur de tous les groupes d'âge, variabilité qui augmentait avec l'âge. Leurs résultats furent compilés en excluant l'effet prismatique (le tilt), la défocalisation et l'astigmatisme. Une hausse significative des aberrations sphériques de quatrième ordre fut notée avec l'âge, ainsi qu'une augmentation de la corrélation entre les aberrations et l'âge avec l'ordre des aberrations. Ils n'observèrent pas de corrélation entre l'âge et le 3^e ordre alors que le 4^e ordre s'avéra corrélé et les 5^e à 7^e ordres, fortement corrélés avec l'âge. Ils ne notèrent cependant aucune hausse significative de la coma avec l'âge. Comme les aberrations du 5^e ordre semblent liés aux petites irrégularités dans la forme et l'indice de réfraction, l'épaississement du cortex du cristallin, son durcissement, de même que les cataractes non diagnostiquées seraient probablement à l'origine de l'augmentation des aberrations et de la diffusion. Selon les auteurs, la diminution du volume de larmes et celle de la stabilité du film lacrymal pourraient jouer un rôle dans les irrégularités de la cornée, faisant ainsi augmenter les aberrations d'ordre 5 et plus.

Dans une étude sur le rôle relatif du cristallin et de la cornée dans les aberrations totales de l'œil, Artal et Guirao [69] observèrent que la performance de chacune des composantes de l'œil était beaucoup moins bonne que la performance de l'œil au complet. Les mesures se firent sur 5 jeunes sujets. Ces auteurs déduisirent l'aberration totale de l'œil par la méthode de double-traversée et l'aberration de la

face antérieure de la cornée à partir de topographies prises par un vidéokératographe. Les chercheurs observèrent que l'aberration sphérique de Seidel et la coma de Seidel du troisième ordre de la cornée étaient plus importantes que celles trouvées dans l'œil. Ceci leur suggéra une compensation des aberrations de la cornée par celles du cristallin. Ce rôle compensatoire du cristallin pour les aberrations de la cornée avait été déjà énoncé par El Hage et Berny [70] dans leur étude sur la contribution du cristallin à l'aberration sphérique de l'œil et fut confirmée dans l'étude de Tomlinson et col. [71]. Les aberrations du cristallin furent déterminées en soustrayant chacun des coefficients de Zernike du front d'onde obtenu pour l'œil complet à ceux obtenus pour la cornée. Artal et Guirao conclurent qu'environ 80% des aberrations sphériques et 50% de la coma de la cornée étaient compensées par le cristallin [69]. Afin de valider leur observation, ils refirent les mesures sur un sujet portant des lunettes de natation emplies de solution saline. Cette mesure visait à neutraliser le rôle de la cornée dans les aberrations et ainsi mesurer la performance du cristallin de façon plus directe. Un système de lentilles fut mis en place afin de corriger l'erreur de réfraction induite par l'annulation de la puissance de réfraction de la cornée antérieure. Encore une fois, les auteurs en vinrent à la conclusion que le cristallin avait une moins bonne performance optique que l'œil complet. Un couplage existerait donc entre les composantes de l'œil. Ils conclurent que ces observations pourraient expliquer la faible performance des lentilles intraoculaires (LIO) de bonne qualité. Ainsi, la meilleure LIO ne serait pas la plus performante au plan des aberrations propres (les plus basses) mais celle dont les aberrations d'un certain niveau compenseraient les aberrations de la cornée.

Artal et col. [72] ont récemment utilisé un dispositif de *Hartmann-Shack* afin de calculer les aberrations monochromatiques de l'œil complet et un vidéokératographe afin de déterminer le rôle de la cornée et des surfaces internes de l'œil dans les aberrations de l'œil complet. Comme dans l'étude précédente, les aberrations des surfaces internes de l'œil furent obtenues par soustraction directe de chacun des coefficients de Zernike obtenu de l'œil complet par ceux de la face antérieure de la cornée. Leur échantillon comportait 17 sujets âgés entre 26 et 69 ans ayant des erreurs de réfraction faibles et une bonne acuité visuelle. Tous les sujets furent recrutés après un examen visuel et oculaire complet. Aucun des sujets ne portait de correction, l'erreur de réfraction sphérique étant corrigée par un système de lentilles Badal inclus dans le montage. Comme dans toutes les études effectuées sur les aberrations monochromatiques jusqu'à présent, les auteurs notèrent une grande variabilité entre les sujets mais constatèrent tout de même une corrélation statistiquement significative entre le niveau des aberrations et l'âge. Ils observèrent une fois de plus que le taux d'aberrations de la cornée était plus grand que le taux d'aberrations oculaires total chez les jeunes. Les aberrations de la cornée et de l'optique interne chez ce groupe étaient d'ampleur et de forme presque égales mais opposées en signe, suggérant ainsi une compensation et un couplage des deux milieux visant à réduire les aberrations de l'œil. Au sein du groupe plus âgé, les auteurs constatèrent que les aberrations oculaires augmentaient dix fois plus rapidement que les aberrations de la cornée, dépassant même celles-ci. La compensation entre l'optique interne de l'œil et la face avant de la cornée semble donc être rompue. L'optique interne de l'œil ajouterait ses aberrations à celles de la cornée

faisant ainsi grimper les aberrations oculaires totales. Les auteurs ont aussi analysé la FTM pour renforcer leurs conclusions. La FTM de la cornée et celle de l'optique interne de l'œil se révélèrent presque identiques pour les deux groupes alors que la FTM de l'oculaire totale diminuait radicalement avec la sénescence. Cette observation semble confirmer l'hypothèse d'un découplage entre les composantes de l'œil avec les années.

Dans une étude transversale incluant des sujets de 5 à 82 ans, Brunette et col. [73] ont utilisé un dispositif de *Hartmann-Shack* pour évaluer l'effet de l'âge sur les aberrations monochromatiques. Leurs 114 sujets étaient exempts de maladie oculaire. Les mesures furent faites en pupilles dilatées et les aberrations furent évaluées sur des pupilles de 5 mm de diamètre. Les sujets portaient leur propre correction et le niveau d'amétropie des sujets ne dépassait pas ± 3.50 D d'équivalent sphérique. Les auteurs observèrent une légère diminution des aberrations de l'enfance à l'âge adulte. Selon les régressions quadratiques qu'ils lissèrent sur leurs données, le minimum d'aberration serait atteint vers la fin de la trentaine. Les aberrations augmentaient ensuite de l'âge adulte jusqu'au troisième âge. En regroupant leurs sujets en groupes d'âges, ils notèrent une différence significative de la RMC moyenne entre le groupe de sujets âgés entre 21 et 40 ans et celui des sujets de plus de 60 ans pour les aberrations d'ordres supérieurs (3 à 7), les aberrations de 3^e ordre, de 4^e ordre et les aberrations sphériques. Ils attribuèrent principalement cette augmentation des aberrations monochromatiques entre l'âge adulte et la sénescence aux modifications structurales et anatomiques survenant au niveau du cristallin au fil des ans.

Finalement Amano et col. [74] ont utilisé un vidéokératographe et un dispositif de *Hartmann-Shack* afin de mesurer les aberrations monochromatiques de la cornée et de l'œil complet de 75 sujets normaux, âgés entre 18 et 75 ans. Les aberrations furent calculées jusqu'au 6^e ordre sur des pupilles de 6 mm de diamètre. Leurs mesures furent prise en condition naturelle, c'est-à-dire, sans agent pharmacologique de dilatation ou de cycloplégie. Aucun contrôle du degré d'amétropie des sujets ne fut fait, les auteurs considérant que les amétropies présentes dans leur échantillon représentaient la population en général. Ils observèrent une corrélation positive significative entre l'âge et la coma totale (3^e et 5^e ordres), tant pour la cornée que pour l'œil complet. Ils observèrent de plus que la coma de la cornée augmentait avec la coma oculaire. Ils observèrent aussi une corrélation entre les aberrations sphériques (4^e et 6^e ordres) oculaires et l'âge et entre le coefficient Z_4^0 , représentant l'aberration sphérique de 4^e ordre de l'œil, et l'âge. Aucune corrélation entre les aberrations sphériques (totales ou de 4^e ordre) de la cornée et l'âge ne fut calculée. Les auteurs conclurent donc que l'augmentation de l'aberration de type coma avec l'âge devait principalement être liée à une augmentation des aberrations de la cornée, confirmant les études de Oshika [3], Guirao [4] et Wang [75]. Puisque aucune corrélation significative entre les aberrations sphériques cornéennes et l'âge ne fut observée, Amano et ses collaborateurs conclurent que l'augmentation des aberrations sphériques oculaires avec l'âge devait être attribuable au cristallin. Les changements de courbures des faces antérieure et postérieure du cristallin, de même que le changement de distribution de l'indice de réfraction de ce dernier avec l'âge pourraient expliquer l'augmentation des aberrations sphériques oculaires avec l'âge.

Toutes les études faites sur la qualité optique oculaire montrent une dégradation avec l'âge. Alors que quelques chercheurs soutiennent que la baisse de sensibilité au contraste au fil des ans est principalement causée par une dégénérescence neurale, d'autres ont démontré que l'optique de l'œil pouvait tenir un rôle non négligeable dans la baisse de performance visuelle. Les études menées sur les aberrations monochromatiques montrent une évolution de ces dernières avec l'âge. Chez les jeunes adultes sans pathologie oculaire et ayant un faible niveau d'amétropie, les aberrations cornéennes mesurées seraient en grande partie compensées par celles de l'optique interne. Les aberrations cornéennes semblent ne pas évoluer [3, 75] ou évoluer moins rapidement que les aberrations de l'optique interne [4,72] résultant ainsi en une perte de compensation chez les sujets vieillissant. Toutefois, les études rapportant une hausse significatives des aberrations monochromatiques oculaire avec l'âge sont des études transversales et plusieurs n'ont que peu de sujets [65, 69, 72]. Plusieurs études rapportent aussi une grande variabilité inter individuelle des résultats [4, 66, 68, 72, 75] qui semblerait augmenter avec l'âge [72]. Cette variabilité inter sujet est-elle trop élevée pour permettre de conclure à une augmentation significative des aberrations monochromatiques avec l'âge ? L'étude de Calver est la seule étude de populations sur les aberrations oculaires et elle ne parvient pas à montrer une différence significative entre ses groupes d'âges. Leur petit nombre de sujets et la variabilité inter individuelle serait en cause. Le but de cette étude est donc de déterminer s'il existe une différence statistique entre les aberrations monochromatiques mesurées chez de jeunes adultes et des personnes du troisième âge, et ce, malgré la variabilité inter individuelle.

4. Méthodologie

4.1 Montage

Le dispositif de *Hartmann-Shack* est basé sur une méthode objective et rapide permettant de déterminer les aberrations monochromatiques d'un système optique. Le montage fut d'abord conçu en astronomie dans le but premier de compenser les effets optiques des turbulences atmosphériques.

Modifié afin de permettre des mesures sur l'œil humain, ce dispositif opère d'une façon objective pour quantifier la qualité de l'image et la précision de la focalisation.

4.1.1 Principe du dispositif de Hartmann-Shack

Le rôle du dispositif de *Hartmann-Shack* est d'analyser les faisceaux lumineux réfléchis par la rétine et porteurs d'aberrations monochromatiques. Comme décrit dans le chapitre 2, le profil du front d'onde du faisceau lumineux émergent de l'œil est obtenu en faisant passer ce faisceau au travers d'une matrice de micro-lentilles. Chacune de ces micro-lentilles focalisera une partie du signal, formant ainsi un ensemble de points lumineux espacés d'une façon irrégulière. Cet ensemble sera comparé à une grille obtenue dans un cas idéal (front d'onde plan), exempte d'aberrations. L'écart entre les positions d'un point obtenu d'un front

d'onde déformé et celle du point correspondant de la grille de référence est finalement calculé. Cet écart est proportionnel à la dérivée de la fonction mathématique représentant le front d'onde.

4.1.2 Montage optique

Afin d'avoir un front d'onde plan, un laser HeNe de 5m W est utilisé comme source de lumière incidente à l'œil. Cette lumière est atténuée, notamment par un filtre de densité neutre et des lames séparatrices, de telle sorte que la puissance totale qui entrera dans l'œil ne présente pas de danger pour le sujet. Des mesures ont été effectuées à l'aide d'un photomètre afin de s'assurer que la puissance incidente à l'œil soit sécuritaire. Une puissance incidente moyenne de 50 μ W a été enregistrée, ce qui, pour une exposition d'une durée de une seconde, représente 12% de la puissance limite sécuritaire.

Le montage comporte 3 parties. La partie principale (composée des bras 1, 2 et 3) est celle où le faisceau, après avoir pénétré l'œil et avoir été en partie réfléchi par la rétine, passe à travers la matrice de micro-lentilles et se trouve être capté par une caméra CCD. Les signaux lumineux captés par la caméra CCD sont ensuite enregistrés par l'ordinateur pour y être analysés plus tard par un logiciel (*AberCalc*) permettant le calcul des aberrations. Ce logiciel fut conçu aux écoles d'optométrie de l'université de Waterloo et de l'université de Montréal spécifiquement dans le but de calculer les aberrations mesurées par un dispositif

tel le dispositif de *Hartmann-Shack*. Le montage complet est représenté à la page suivante (figure 11).

Comme la quantité de lumière réfléchie par l'œil est faible, il est nécessaire de réduire le nombre d'éléments optiques entre l'œil et la caméra. En effet, plus le nombre d'éléments augmente, plus il y aura de bruits et de pertes de la lumière dus aux réflexions sur les surfaces des éléments. D'où le besoin de placer les bras 4 et 5 à l'extérieur du montage.

La deuxième partie du montage (bras 5) permet au sujet de s'aligner par rapport à une demi-cible placée de façon co-axiale avec une autre demi-cible complémentaire et de stabiliser la fixation et l'accommodation lorsque l'œil n'est pas cyclopégié.

La troisième partie (bras 4) permet de voir la pupille du sujet, d'évaluer le diamètre de celle-ci à l'aide d'une mire placée dans le plan conjugué de la pupille et d'assurer un alignement adéquat de l'œil par rapport à l'axe optique du montage.

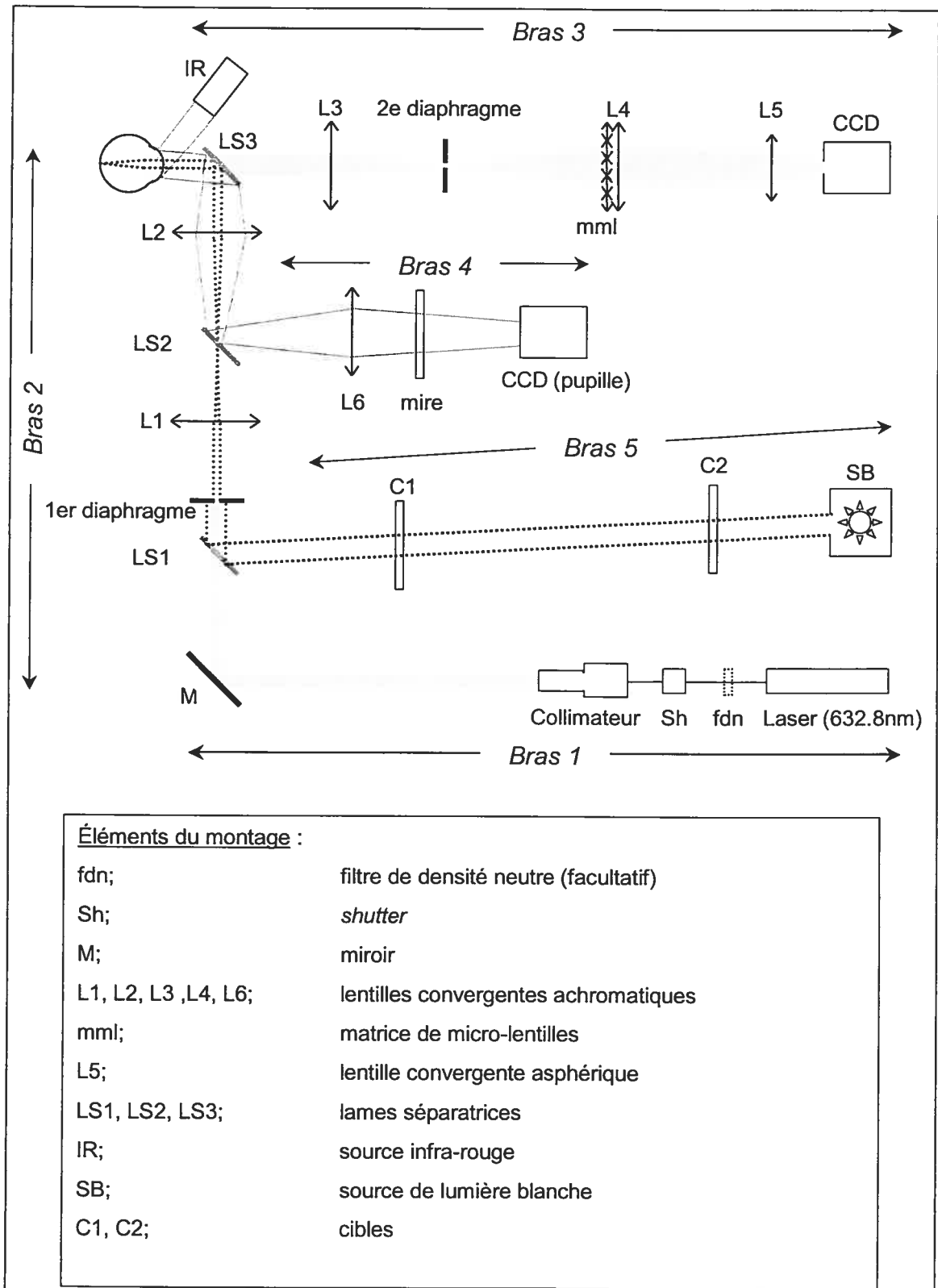


Figure 11 : montage du dispositif de Hartmann-Shack

4.1.2.1 Bras 1

Sur ce bras sont placés le laser, un obturateur contrôlé mécaniquement, un collimateur et un miroir (figure 12).

L'utilisation d'un filtre de densité neutre afin d'atténuer la puissance du faisceau est facultative. Comme le faisceau sera atténué par le collimateur et par trois lames séparatrices placées le long du parcours de la lumière, il ne sera pas toujours nécessaire d'atténuer davantage la puissance du faisceau.

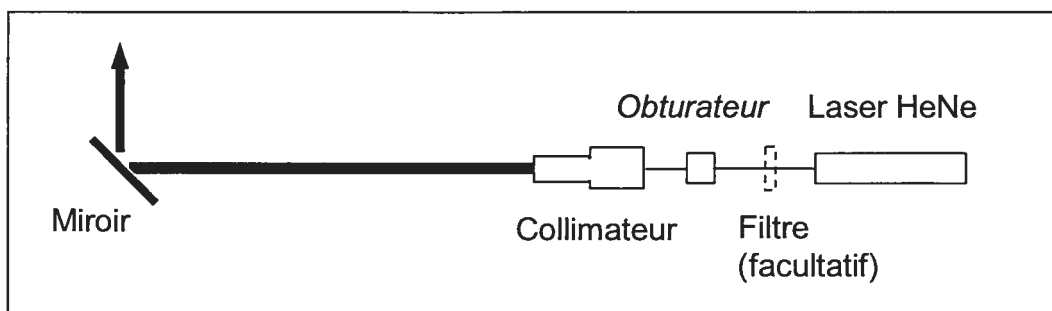


Figure 12 : Bras 1

L'obturateur est relié à un déclencheur d'obturateur qui permet le passage du faisceau pour un temps donné. Dans cette expérience, le temps est fixé à une seconde, après quoi l'ouverture se ferme, bloquant ainsi le faisceau. Un temps de 1 seconde s'avère suffisant pour permettre l'enregistrement de plusieurs donnés (soixante captures d'image par seconde) en toute sécurité pour l'œil. Ce court laps de temps a aussi l'avantage de diminuer les erreurs liées aux mouvements du sujet.

Le faisceau sera ensuite agrandi par le collimateur. Afin de pouvoir avoir une bonne image de référence pour les calculs, il est important d'avoir une largeur de faisceau qui dépasse la largeur de la pupille des sujets. Il faudra donc obtenir un faisceau d'un diamètre plus grand que 9 mm, taille moyenne d'une pupille dilatée.

Le collimateur consiste en une lentille de microscope (16 mm), d'un trou sténopéïque de $40.0 \mu\text{m}$ et d'une lentille convergente de 101.5 mm (figure 13).

Le faisceau sera finalement réfléchi par le miroir pour être dirigé par le deuxième bras du montage.

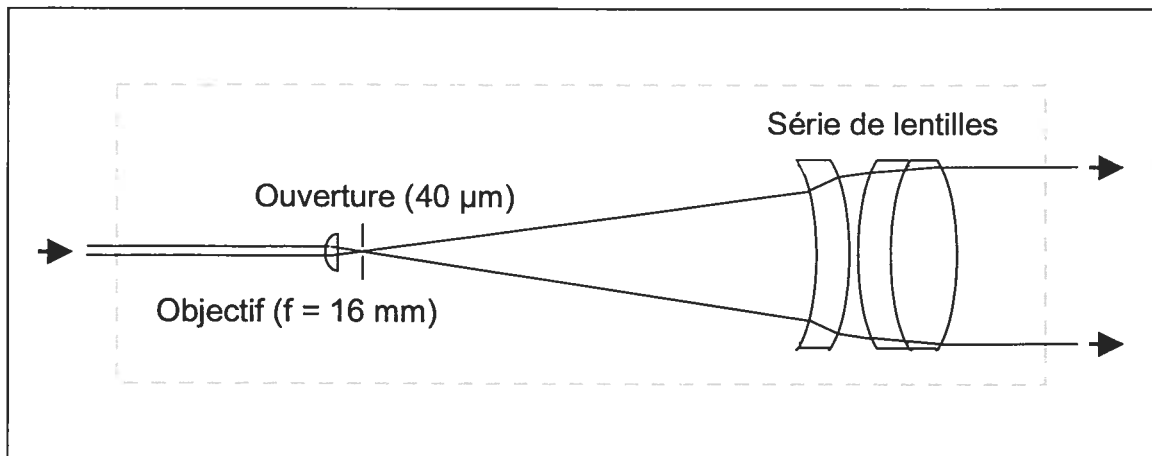


Figure 13 : principe du collimateur.

4.1.2.2 Bras 2

Après avoir été réfléchi par le miroir, le faisceau passe par un diaphragme qui permet de sélectionner le diamètre du faisceau désiré.

Lors de la prise de l'image de référence, le premier diaphragme est ouvert au maximum, permettant d'avoir un faisceau de diamètre plus grand que le diamètre moyen des pupilles dilatées, soit 9 mm. Un miroir est alors placé sur le montage, au plan où devrait normalement se situer la rétine. Le miroir plan est exempt d'aberration et le faisceau lumineux qui sera réfléchi par le miroir servira donc de référence. L'enregistrement d'une nouvelle référence se fait chaque fois que le montage est calibré. Le diaphragme sera toutefois partiellement fermé lors des mesures sur les sujets. Une ouverture de 1.0 mm permettra d'obtenir un faisceau dont la qualité de l'image ne sera pratiquement limitée que par la diffraction.

Quatre-vingt-dix pourcent du faisceau traversant le diaphragme sera transmis par la première lame séparatrice rencontrée (LS1). Les 10 % restant du faisceau seront perdus en dehors du montage. Le faisceau traversera par la suite deux lentilles convergentes (une de 60 mm de focale: L1, et une de 90 mm de focale : L2) espacées l'une de l'autre d'une distance équivalente à la somme de leurs distances focales, soit 150 mm, de façon à ce que l'image du diaphragme soit conjuguée avec le plan de la pupille d'entrée. Le diamètre du faisceau sera élargi par un facteur de 1.5 et demeurera ainsi collimé. Dans plusieurs montages utilisés dans d'autres études, les deux lentilles convergentes pouvaient être déplacées le long de l'axe optique. Cela permettait de corriger les amétropies des sujets. Ces réglages ne sont toutefois pas nécessaires si les sujets portent les corrections appropriées (leurs propres lunettes ou verres de contact). Les deux lentilles convergentes (L1 et L2) restent donc fixes dans le présent montage, évitant ainsi

d'induire des variations supplémentaires dans les aberrations intrinsèques au montage. Le trajet pris par la lumière à partir du bras 1 jusqu'à l'œil du sujet est représenté à la figure 14a.

Entre les deux lentilles convergentes (au point focal de la première lentille) sera placée une autre lame séparatrice, LS2, qui permettra, elle aussi, la transmission de 90 % du faisceau le long de ce bras. Les lames séparatrices LS1 et LS2 permettront respectivement la mise en place des bras 5 et 4 du montage.

Finalement, une troisième lame séparatrice (LS3) permettra la réflexion vers l'œil de seulement 10 % du faisceau résultant. L'autre partie du faisceau (90%) sera transmise par la lame séparatrice et sera perdue à l'extérieur du montage.

Si on ne considère que l'atténuation que procurent les lames séparatrices introduites dans le montage, seulement 8.1 % de la lumière du laser parvient à l'œil. À cela s'ajoute une atténuation supplémentaire procurée par le filtre dans le bras 1, la sélection d'une fraction de la lumière par le diaphragme placé dans le bras 2 ainsi que des pertes de diffusion par les lentilles et autres éléments du montage. Comme mentionné précédemment, la puissance totale incidente au niveau de l'œil fut mesurée et une valeur moyenne de 50 μW fut obtenue (valeur maximale enregistrée : 55 mW).

Les chemins que prennent les différentes sources de lumières sont illustrés à la figure 14.

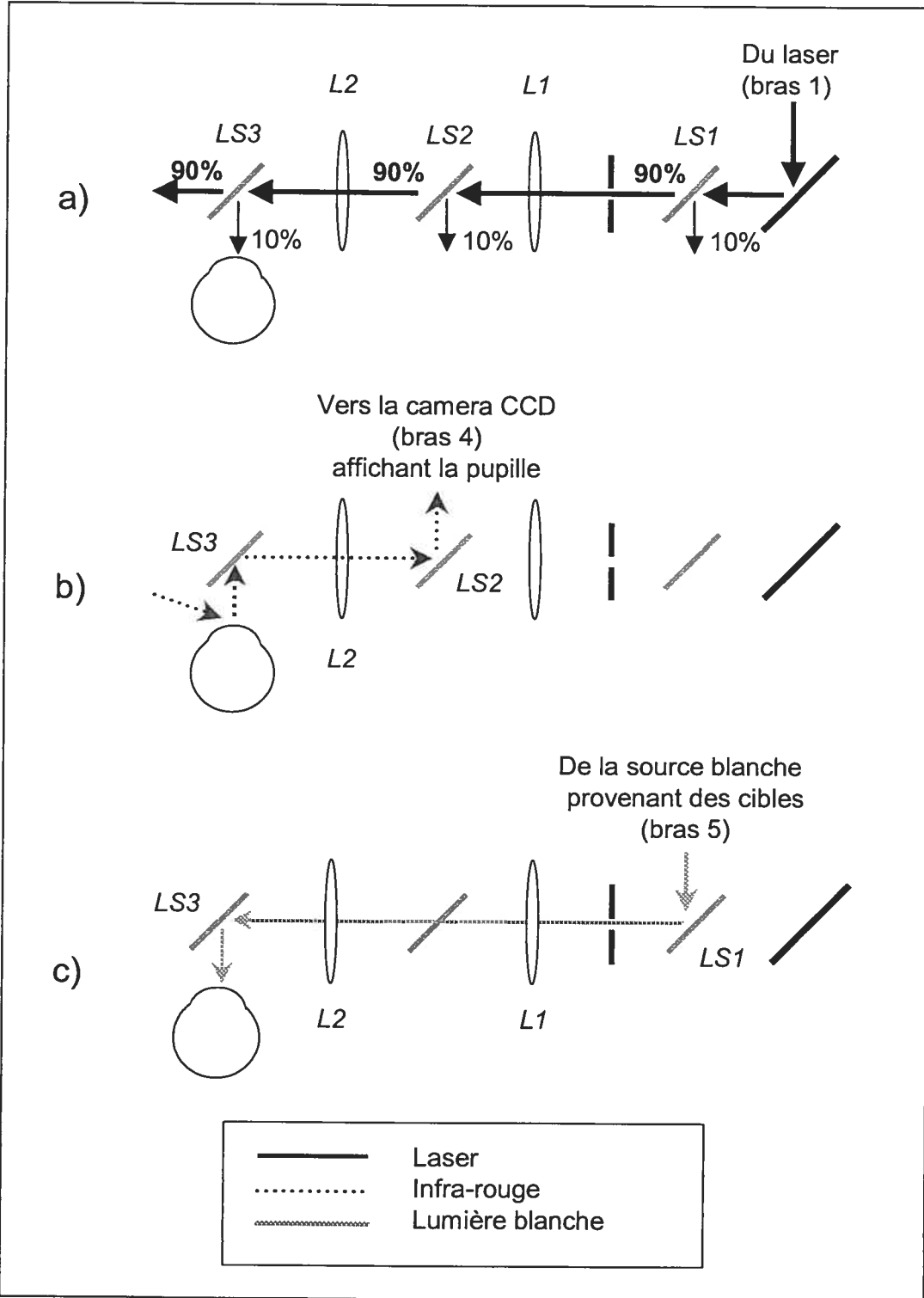


Figure 14 : détail du bras 2.

4.1.2.3 Bras 3

Après être entrée dans l'œil, une très faible partie du faisceau incident sera réfléchié par la rétine et émergera de l'œil. Le sujet sera positionné de façon à ce que sa rétine soit conjuguée avec le plan focal de la caméra CCD placée à l'autre extrémité du bras. Quatre-vingt-dix pourcent de cette lumière porteuse d'aberrations monochromatiques sera transmise par la troisième lame séparatrice en direction du troisième bras du montage. Cette partie du montage constitue donc la partie principale du montage; soit la partie d'enregistrement de la matrice de *Hartmann-Shack*. Les éléments formant le bras 3 sont illustrés à la figure 15.

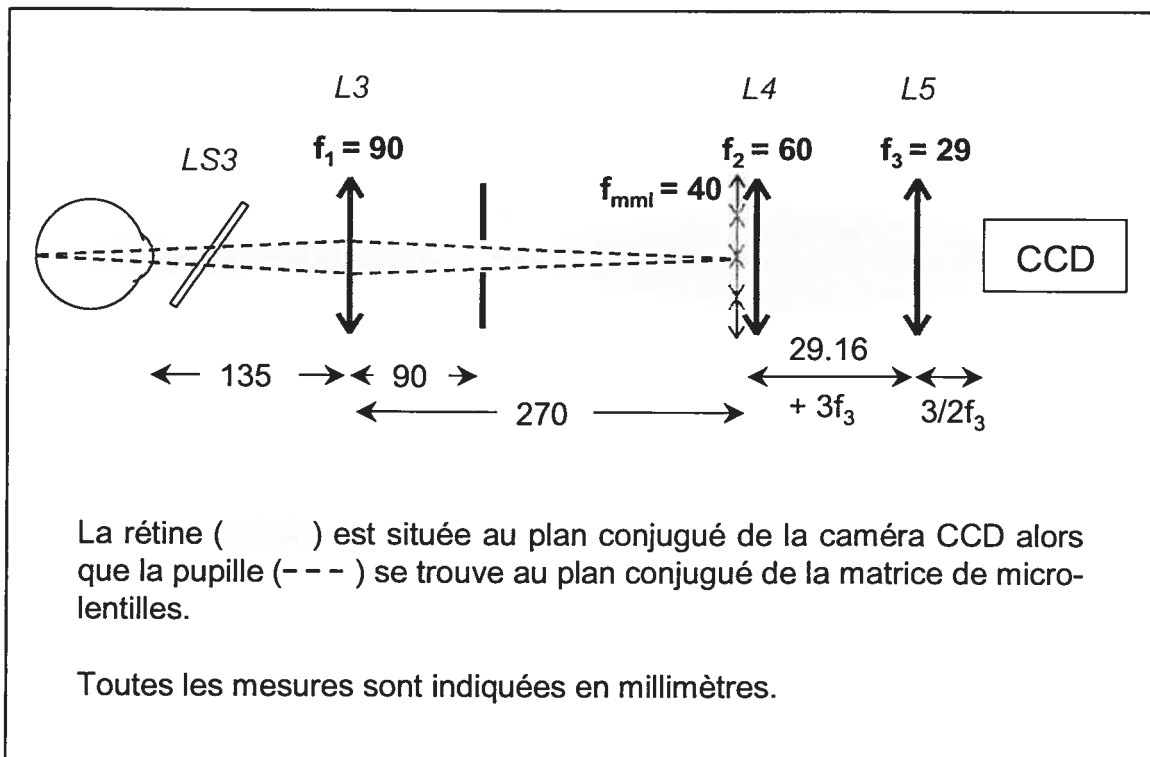


Figure 15 : bras 3.

Afin que le faisceau englobe le plus grand nombre possible de micro-lentilles, un système d'agrandissement est nécessaire. Les deux premières lentilles placées sur le bras 3 (L3 et L4) servent donc à élargir le faisceau.

Cependant, comme le détecteur de la caméra CCD est petit (environ 5 mm X 7 mm), il sera nécessaire de réduire le diamètre du faisceau afin de pouvoir capter et analyser la totalité de celui-ci. La troisième lentille (L5 asphérique) joue ce rôle. Les lentilles asphériques, de par leur forme, focalisent mieux les rayons marginaux, offrant ainsi une image comportant moins d'aberration et dont la luminosité est plus grande.

Les distances séparant les lentilles et la caméra CCD sont calculées afin d'obtenir les coefficients d'agrandissement et de réduction adaptés à la configuration de ce montage. Le facteur d'agrandissement obtenu par ce montage est de 1.66 et le facteur de réduction, de 0.71.

Un dernier élément (un diaphragme) est placé sur ce bras au point focal de la lentille convergente de 90 mm (L3), soit à 90 mm de celle-ci. Ce diaphragme a une double fonction. Il permet le passage du faisceau réfléchi par l'œil tout en bloquant le passage de faisceaux secondaires, produits par les lames séparatrices, qui pourraient interférer avec le signal. Il bloque aussi une partie des réflexions issues de la cornée et qui interfèrent avec les réflexions de la rétine. Comme le diamètre de l'image produite par les réflexions de la cornée est proportionnel au diamètre du

diaphragme, il est préférable d'avoir la plus petite ouverture qui soit. Le diamètre de l'ouverture du diaphragme sera lié à plusieurs contraintes dont il sera question dans la section suivante (Difficultés rencontrées et améliorations apportées). Les éléments du bras 3 sont illustrés à la figure 15.

4.1.2.4 Bras 4

Cette partie du montage sert principalement à savoir si la pupille du sujet se trouve bien dans l'axe optique du montage. Le principe est illustré à la figure 16.

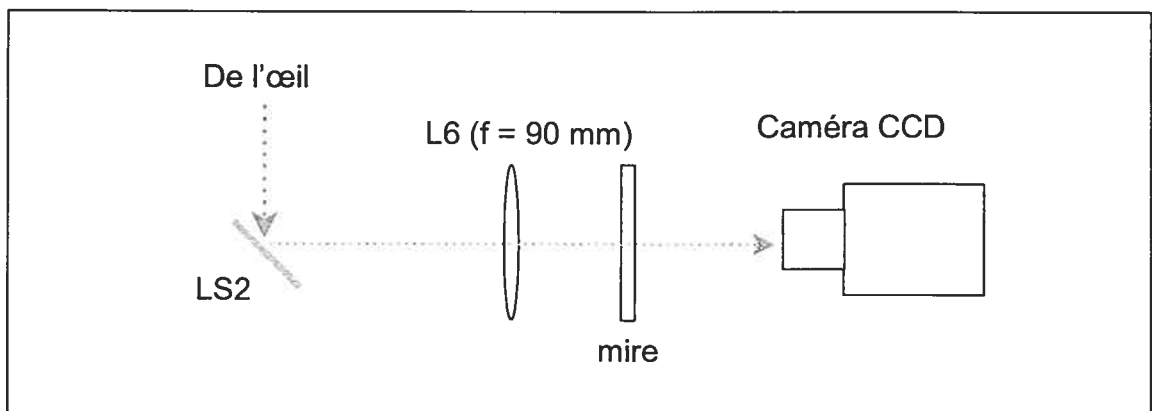


Figure 16 : bras 4.

Une source infrarouge placée en biais par rapport à l'axe optique illuminera l'œil du sujet. La lumière infrarouge sera réfléchiée par l'œil (la cornée et l'iris) et par la lame séparatrice qui se trouve devant l'œil (LS3) en direction de la deuxième lame séparatrice (LS2) fixée sur le bras numéro 2. Les lames séparatrices utilisées dans le montage sont dépendantes de la longueur d'onde de la lumière et ont été choisies afin de permettre un maximum de réflexion dans l'infrarouge et un

maximum de transmission dans le visible. Ainsi la lame réfléchira la lumière vers une caméra vidéo, permettant d'avoir une image de l'œil du sujet. Le trajet parcouru par la lumière infrarouge est illustré à la figure 14b. Une lentille convergente (L6 - 90 mm) est placée entre la lame séparatrice et la caméra, à une distance de 180 mm de l'autre lentille de 90 mm (L2). Cette combinaison de deux lentilles de même focale (fixées aux distances données dans le présent montage) permet d'obtenir une image de la pupille en grandeur réelle. Une mire est aussi placée entre la lentille et la caméra CCD afin de permettre l'évaluation de la dimension de la pupille.

4.1.2.5 Bras 5

Le bras 5 est utilisé afin de permettre au sujet de s'aligner et de fixer son accommodation lors de la prise de mesures (figure 17).

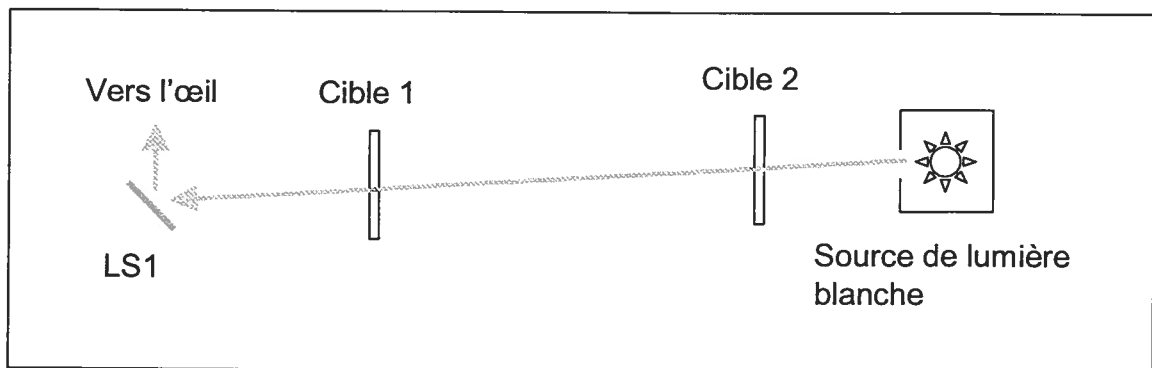


Figure 17 : bras 5.

Afin d'y arriver, deux demi-cibles Vernier sont placées à une bonne distance l'une de l'autre, tout en demeurant dans l'axe optique du montage. Une source

lumineuse (lumière blanche) est placée derrière la partie de la cible la plus éloignée, permettant d'éclairer les deux parties de la cible. La lumière en provenance de la cible sera réfléchiée par la première lame séparatrice (placée sur le bras numéro 2) en direction de l'œil du sujet. Le trajet qu'emprunte le signal lumineux de la cible Vernier est montré à la figure 14c.

Comme le temps requis pour prendre les mesures est court, l'utilisation d'une simple mentonnière plutôt que d'une empreinte dentaire est suffisante. Cette mentonnière permet au sujet de se déplacer de haut en bas et latéralement par rapport à l'axe optique du montage afin de lui permettre de voir le plus nettement possible la cible avant la prise de mesures. Un déplacement selon l'axe optique (axe z) est aussi possible afin de positionner le sujet au plan focal de la caméra CCD.

Les deux parties de la cible de fixation doivent aussi être alignées de façon à coïncider ensemble. Un léger mouvement de la tête de la part du sujet devrait lui permettre de savoir s'il est bien aligné. Dans ce cas, les deux cibles coïncident et paraissent claires. (Voir figure 18).

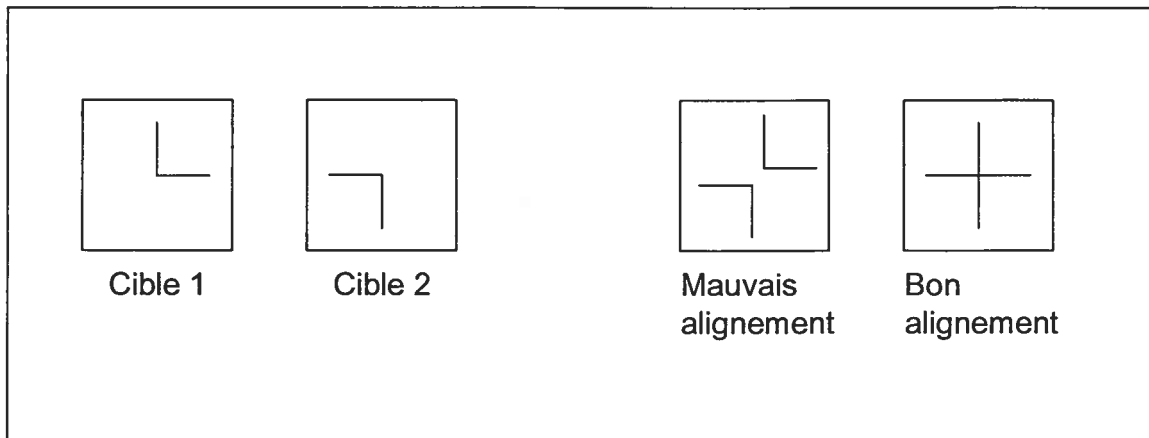


Figure 18 : demi-cibles Vernier

4.1.3 Difficultés rencontrées et améliorations apportées

4.1.3.1 Réflexions multiples

Les réflexions secondaires observées proviennent principalement des réflexions multiples causées par les lames séparatrices utilisées dans le montage (voir figure 19). Comme l'épaisseur des lames n'est pas nulle, plusieurs réflexions seront produites à l'intérieur de celles-ci par le passage de la lumière. Bien que ces réflexions soient de plus faible intensité que le faisceau principal, elles peuvent créer une interférence appréciable et fausser les résultats de l'analyse.

Tout en obstruant le passage des faisceaux issus des réflexions secondaires provenant des lames séparatrices et des réflexions de la cornée, le diaphragme placé sur le bras numéro 3 devra cependant être suffisamment large afin de laisser une certaine latitude pour les erreurs liées à l'accommodation ou au positionnement axial de l'œil (figure 20).

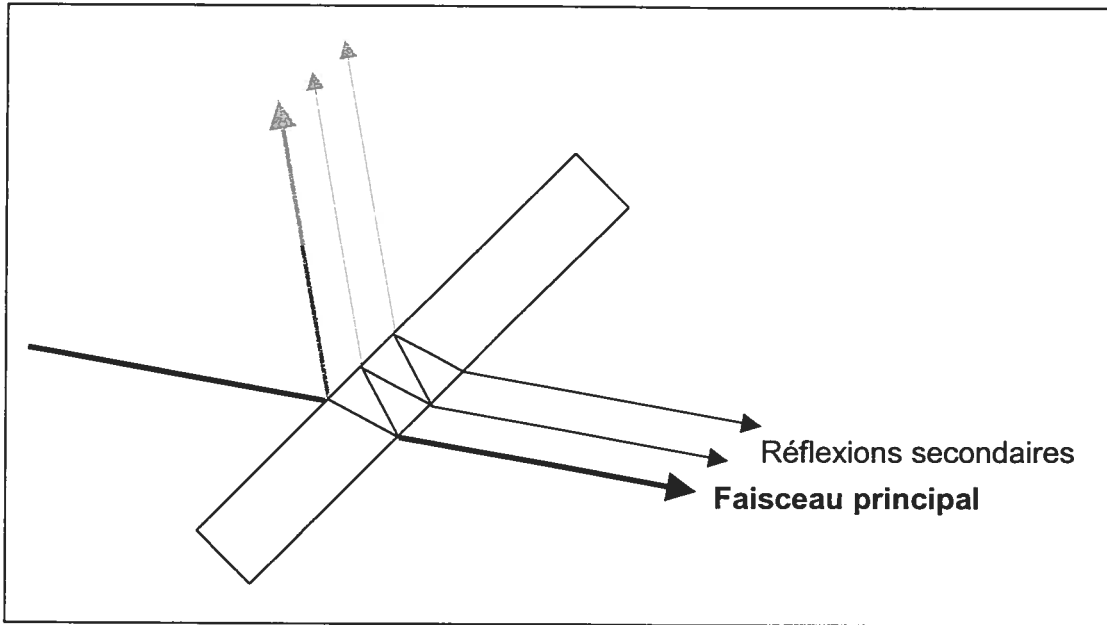


Figure 19 : réflexions multiples causées par l'épaisseur de la lame séparatrice.

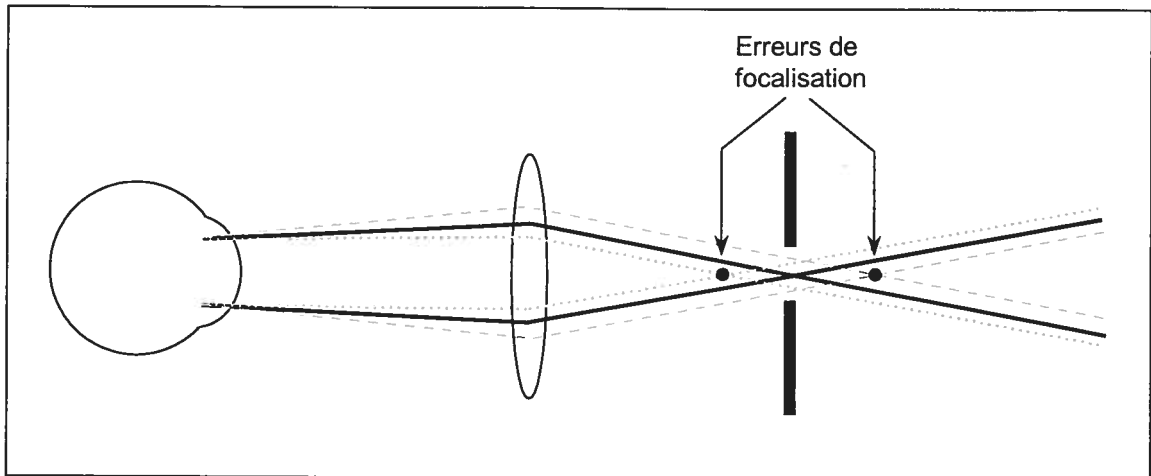


Figure 20 : Le diamètre du diaphragme doit être suffisamment grand pour permettre de laisser une certaine latitude pour l'erreur de focalisation, sans toutefois laisser passer les faisceaux indésirables.

4.1.3.2 Réflexions de la cornée

Outre la rétine, le cristallin et la cornée réfléchissent une partie de la lumière incidente à l'œil. Les réflexions de la cornée sont particulièrement apparentes et gênantes pour l'analyse des résultats.

Lorsque le pôle ophtalmométrique de la cornée est parfaitement aligné avec l'axe optique du montage, une large tache assez brillante, semblable à une empreinte digitale, apparaît lors des mesures. (voir figure 21)

La forme de la cornée (convexe vue du faisceau incident à l'œil) fait en sorte que les rayons qui sont réfléchis par celle-ci divergent. Cette divergence entraîne la formation d'une tache lumineuse dont le diamètre est suffisamment large pour pouvoir englober plusieurs des points lumineux servant à l'analyse des résultats.

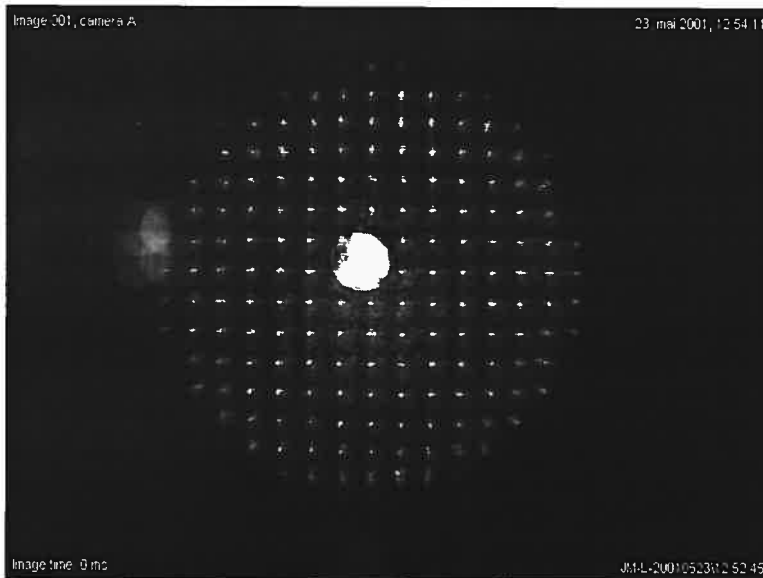


Figure 21 : Réflexion cornéenne.

Afin de remédier à ce problème, quelques solutions ont été envisagées. La première d'entre elles fut de placer un obstacle à l'endroit où les rayons issus de la réflexion de la cornée devaient converger après le passage par la lentille L3. Un point opaque placé au point de convergence des rayons devrait être en mesure d'empêcher ceux-ci d'atteindre la caméra CCD, tout en laissant passer les rayons réfléchis par la rétine. En considérant que la puissance cornéenne est en moyenne de 43.08 D, on calcule que les rayons devraient converger à 208.76 mm de la cornée sur l'axe optique. Cependant les corrections de chacun des sujets peuvent faire varier grandement l'endroit où les réflexions de la cornée auront lieu. De plus, une légère rotation de la tête déplace le point de convergence. Il faudrait donc calculer les cas individuellement et déplacer l'obstacle dans chacun des cas.

La deuxième solution est de placer un filtre polarisant qui absorberait la majeure partie de la réflexion. Hofer et al. [76] ont utilisé cette méthode dans leur étude sur la dynamique des aberrations monochromatiques de l'œil. Ils ont cependant remarqué que le filtre polarisant diminuait aussi le signal provenant de la rétine.

Si un faible angle était induit entre l'axe optique du montage et le faisceau incident à l'œil, les réflexions de la cornée seraient déviées et focalisées hors de l'axe optique par les lentilles situées sur le bras numéro 3 (voir figure 22). Le diaphragme, utilisé pour empêcher les réflexions multiples des lames séparatrices de passer, empêcherait du même coup la réflexion de la cornée d'atteindre la

caméra et de nuire à l'analyse des données. Cette dernière solution fut retenue pour diminuer les réflexions de la cornée.

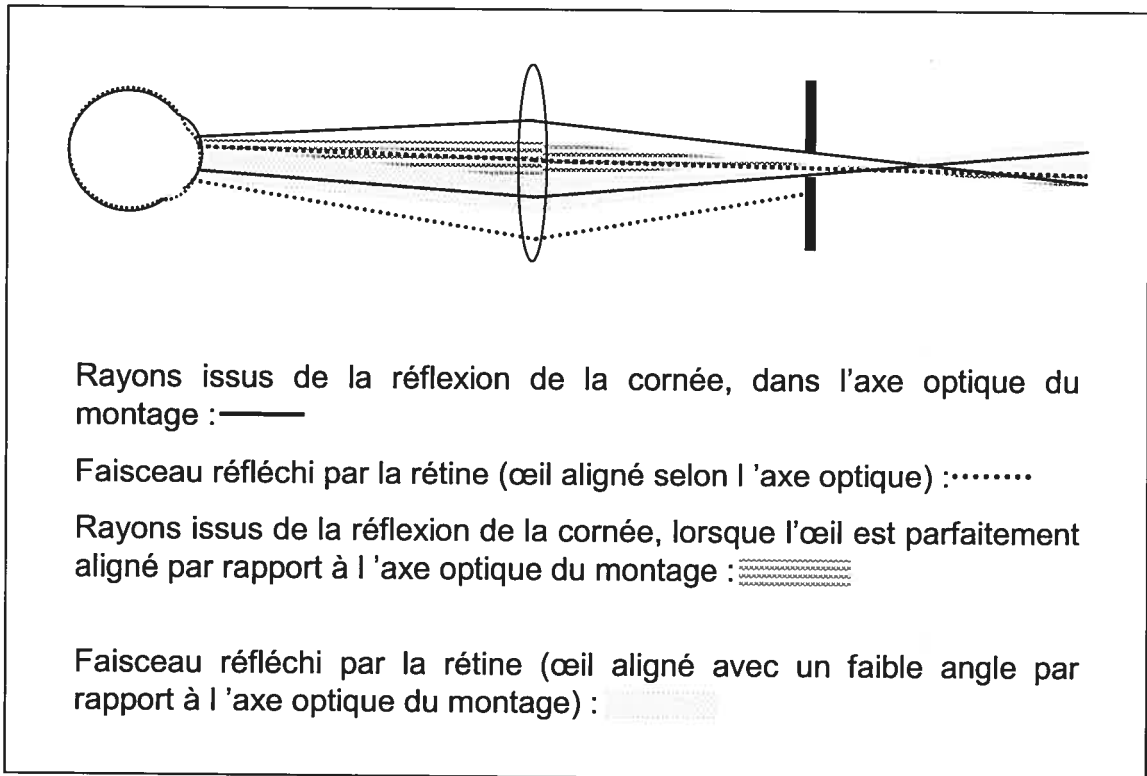


Figure 22 : réflexions cornéennes et direction du regard.

4.1.3.3 Visionnement et mesure de la pupille

Afin de mesurer le diamètre pupillaire, une combinaison de lentilles introduisant un agrandissement de l'image de la pupille vers une caméra fut tout d'abord introduite. Toutefois, la position de la tête du sujet pouvait induire une erreur appréciable de l'estimation du diamètre de la pupille si cette dernière n'était pas au plan focal de la caméra.

Le premier changement apporté à ce bras du montage fut donc de mettre en place une combinaison de lentilles de mêmes focales afin de permettre l'affichage de la grandeur réelle de la pupille. Une combinaison de lentilles de mêmes focales permet une erreur moins grande de la mesure du diamètre pupillaire lorsque le sujet n'est pas tout à fait au plan focal de la caméra.

Une mesure de la pupille pouvait aussi être faite avant la mesure. En utilisant une caméra infrarouge et en filmant simultanément l'œil du sujet et une règle, il est possible d'avoir une mesure de la pupille en conditions scotopique, mésopique, photopique et en pupille dilatée. Malgré son intérêt, cette méthode ne permet toutefois pas une mesure de la pupille en temps réel.

4.2 Répétabilité des mesures d'aberrations

Des mesures répétées sur deux sujets ayant le même âge et étant presque emmétropes ont été faites afin de déterminer les sources de variabilité et l'étendue de cette variabilité sur les valeurs de la RMC obtenues lors des mesures des aberrations à l'aide du dispositif de *Hartmann-Shack*. Ces mesures ont été faites afin d'évaluer l'importance des erreurs liées à l'analyse de l'image de la grille de *Hartmann-Shack*, à l'alignement des sujets et aux incertitudes d'ordre physiologique tel le film lacrymal. Toutes les mesures servant à déterminer les taux d'erreurs intrinsèques et extrinsèques ont été faites en pupille dilatée.

Les deux caméras CCD du dispositif prennent chacune 30 images par seconde (durée de la mesure). Deux séquences d'images entrelacées sont enregistrées par mesures; une séquence de trente images montrant la pupille et une autre de trente images montrant le front d'onde fragmenté après son passage par les micro-lentilles. C'est cette dernière séquence d'images qui sera analysée, la première ne nous donnant que des indications sur la grandeur de la pupille et son mouvement pendant la mesure.

4.2.1 Erreur imputable à l'utilisation du logiciel d'analyse d'images

Si le dispositif de *Hartmann-Shack* est une méthode objective pour mesurer les aberrations, l'analyse des images obtenues avec ce dispositif ne l'est pas totalement puisqu'elle fait appel au jugement de l'expérimentateur.

L'utilisateur du logiciel d'analyse doit déterminer lui-même la position du centre de la pupille à partir duquel seront calculées les aberrations. Le centre choisi par l'utilisateur est celui qui correspond au centre géométrique de la pupille de sortie. Le logiciel fait toutefois des itérations à partir du centre choisi par l'utilisateur afin de trouver un point qui minimiserait les aberrations. C'est ce point, calculé par le logiciel, qui deviendra le nouveau centre de référence à partir duquel seront calculées les aberrations. Bien que le logiciel calcule lui-même le centre de référence, le point de départ à partir duquel se fait le calcul est placé par

l'utilisateur. Si cette position est localisée de façon très différente d'une fois à l'autre, ceci peut modifier le résultat final.

Par ailleurs, comme les calculs des aberrations se font à partir de pupilles dilatées pharmacologiquement, les points de la grille en périphérie doivent être exclus lorsqu'on veut calculer les aberrations pour un diamètre d'ouverture plus petit que celui de la pupille affichée. Chaque image de *Hartmann-Shack* fut analysée en gardant le même nombre de points et la même configuration afin d'éviter trop de différences entre les calculs d'une même image et d'un sujet à l'autre.

Dans le but d'évaluer l'erreur typique que l'utilisateur du logiciel peut induire, une seule image (prise dans une des mesures d'un des sujets) a été analysée cinq fois de façon à obtenir cinq valeurs de RMC dérivées de la même image. Ce test fut répété quatre autres fois, à des journées différentes.

4.2.2 Variabilité inter sujet; erreur liée aux facteurs physiologiques

Mis à part la variabilité des résultats qui est imputable à l'analyse de l'image, les résultats sur un même sujet peuvent présenter des différences qui sont d'ordre biologique ou qui seront liées à l'alignement du sujet lors des mesures. Dans le but d'évaluer la fiabilité du dispositif de *Hartmann-Shack* à mesurer les aberrations monochromatiques de l'œil humain et de savoir si les différences de RMC entre les

individus sont suffisamment grandes pour pouvoir mener une étude comparative, des mesures répétées sur les deux sujets contrôle furent comparées. Les mesures furent effectuées le même jour. Cinq mesures prises à 2 minutes d'intervalle furent effectuées sur chaque sujet sans que ceux-ci ne retirent leur tête de la mentonnière (série A). Une autre série de cinq mesures (espacées d'environ deux minutes) furent faites sur chaque sujet une heure après la série A. Cette fois-ci, les sujets devaient retirer leur tête de la mentonnière et un réalignement fut fait entre chaque mesure (série B). La série A fut comparée à la deuxième série de mesures (série B). Seules les premières images de chaque mesure ont été analysées. Les moyennes et les variances obtenues entre les séries pour chaque sujet furent comparées entre elles dans le but d'évaluer les erreurs imputables aux facteurs biologiques et à l'alignement. Ces différences servirent de plus à évaluer la fiabilité de l'appareil et sa résolution.

4.3 Sélection des sujets

Deux groupes de 27 personnes ont pris part à l'étude. Le groupe témoin (sujets jeunes) est constitué de jeunes adultes dont l'âge varie entre 17 et 32 ans (24.7 ± 4.2 ans). Le deuxième groupe (groupe expérimental) est constitué de personnes âgées de 60 ans et plus (71.2 ± 5.9 ans).

Pour être admis à l'étude, tous les sujets devaient avoir une bonne santé générale sans maladies reconnues pour affecter leur vision (voir l'annexe A qui rassemble les critères d'exclusion). Ces personnes devaient aussi avoir une bonne santé visuelle et n'avoir jamais été opérées aux yeux. Seules les personnes ayant une acuité visuelle corrigée de 6/12 ou mieux pour les sujets de plus de 60 ans et 6/6 ou mieux pour le groupe témoin furent choisies. Bien que quelques études [44, 68] semblent affirmer que les amétropies jusqu'à environ ± 6.00 D d'équivalent sphérique ne semblent pas affecter le taux d'aberrations monochromatiques, seules les personnes ayant des erreurs de réfraction de moins de ± 3.00 D pour la correction sphérique et de moins de ± 2.00 D pour la correction cylindrique furent sélectionnées. L'équivalent sphérique des sujets sélectionnés dans l'étude ne devait pas dépasser ± 3.50 D.

Toutes les personnes âgées qui ont participé à l'étude ont été recrutées au département d'ophtalmologie de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont suite à un examen ophtalmologique complet. Certains des sujets du groupe témoin furent recrutés parmi les patients au département d'ophtalmologie de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont, les autres étant des étudiants ou des employés de l'hôpital. Suite à leur examen de vision, les personnes répondant aux critères ont été informées de l'étude et ont signé un formulaire de consentement. L'étude suit les principes de la déclaration d'Helsinki.

Une évaluation du cristallin fut faite aux patients de plus de 60 ans afin de déterminer s'il y avait présence de cataracte. Il est admis que le cristallin se modifie avec les années, devenant plus jaune, plus épais et diffusant plus la lumière au cours de la sénescence. Bien que ces phénomènes soient naturels et incontournables, il faut toutefois différencier les processus naturels liés au vieillissement du cristallin et l'émergence de la cataracte. La cataracte est la conséquence de la perte de transparence du cristallin. Plusieurs facteurs peuvent accroître les risques de développer une cataracte; le diabète, l'usage de médicaments à base de corticostéroïdes, la consommation excessive d'alcool, la cigarette, l'histoire familiale et l'exposition au soleil. Le cristallin devient opaque et réduit de façon appréciable l'illumination rétinienne, allant jusqu'à ne plus laisser passer la lumière. Le développement de la cataracte se fait graduellement et certaines personnes ne se rendront compte de son émergence qu'une fois son développement avancé. La zone cristallinienne atteinte par la cataracte peut être centrale ou périphérique et se développer au niveau du cortex, du noyau ou de la capsule. Dans certains cas, la cataracte peut laisser passer une partie de la lumière rendant la prise de mesure avec le dispositif de Hartmann-Shack possible mais certains points de la matrice manqueront, faussant ainsi l'analyse des aberrations. La cataracte peut donc influencer le taux d'aberrations monochromatiques et il fut donc important de bien contrôler ce facteur dans l'étude présente. Seuls les sujets n'ayant aucune cataracte suspectée furent donc sélectionnés.

L'utilisation d'une solution ophtalmique permettant la dilatation et la cycloplégie fut faite dans le but d'uniformiser les diamètres des pupilles et l'accommodation de tous les sujets participant à l'étude. Comme le diamètre pupillaire influence le taux d'aberrations et qu'il est reconnu que les personnes âgées ont des pupilles plus petites que celles des jeunes, tous les sujets participant à l'étude eurent leur pupille dilatée. Bien que la cible regardée par les sujets soit considérée suffisamment éloignée pour que l'accommodation soit négligeable, tous les sujets eurent tout de même leur accommodation paralysée. Tous les sujets eurent donc leur pupille dilatée et leur accommodation paralysée avec le même agent, soit le *Diophenyl-T* (tropicamide 0.8% et chlorhydrate de phényléphrine 5%). Aucun des sujets participant à l'étude ne présentait de contre-indications à ce médicament.

Toutes les mesures d'aberrations avec le dispositif de *Hartmann-Shack* furent faites avec la correction qui correspondait à la meilleure acuité visuelle corrigée. Toutes les mesures furent faites avec les lunettes des patients, sauf dans un cas, où le sujet n'avait pas de lunettes adaptées à sa vision. Dans ce dernier cas, la mesure des aberrations fut faite avec des lentilles d'essais. Comme le montant de correction requis pour ce sujet n'était pas très élevé, les courbures des lentilles d'essai par rapport à celles de lunettes conventionnelles ne devraient pas avoir d'impact sur les aberrations mesurées. Aucune mesure ne fut faite avec des verres de contact étant donnée que ceux-ci peuvent modifier le profil cornéen et ainsi induire des aberrations qui ne sont pas inhérentes à l'œil.

Jusqu'à trois mesures (30 images par mesure) furent prises par sujet. La mesure donnant la meilleure image captée fut gardée et analysée trois fois.

5. Résultats

Avant d'analyser les résultats obtenus dans les deux groupes d'âge, la méthode utilisée pour mesurer et calculer les aberrations monochromatiques a été testée. La mesure des aberrations en elle-même est objective mais l'analyse des images obtenues à l'aide du montage de *Hartmann-Shack* comporte une partie subjective. L'alignement du sujet, avant toute mesure est aussi subjectif et devient susceptible de causer une certaine marge d'erreur. Finalement, certains facteurs biologiques ne peuvent être contrôlés et induisent nécessairement une variabilité des mesures. La première partie des résultats servira à déterminer les sources d'erreurs potentielles et à évaluer l'influence qu'elles pourraient avoir sur les résultats d'une étude de population.

5.1 Répétabilité des mesures d'aberrations

5.1.1 Erreur imputable à l'utilisation du logiciel d'analyse d'images

Comme mentionné précédemment, le dispositif de *Hartmann-Shack* est une méthode objective de mesure des aberrations monochromatiques mais l'analyse des images ne se fait pas automatiquement et leur traitement reste subjectif.

Dans le but d'évaluer l'erreur typique que l'utilisateur du logiciel peut induire, une image (prise dans une des mesures d'un des sujets) a été analysée cinq fois. Cette même image fut encore analysée cinq fois, mais à deux différentes journées. Une analyse de variance fut faite entre les valeurs de RMC obtenues durant les différentes journées d'analyse. Dans la plupart des cas, les résultats démontrent que la variance des résultats à l'intérieur d'un même groupe (image analysée le même jour) est plus petite que la variance entre groupes (calculs faits à des jours différents). Les niveaux de probabilité sont indiqués pour chaque type d'aberrations dans les tableaux de l'annexe B. Toutefois, les écarts obtenus entre les groupes sont petits et ont souvent une valeur très semblable à celle calculée à l'intérieur d'un même groupe. Les résultats sont détaillés dans les tableaux I à VI de l'annexe B. Par exemple, pour les aberrations d'ordres supérieurs à deux, l'écart type le plus petit calculé à l'intérieur d'une même journée pour une même image est de $0.005 \mu\text{m}$ pour une pupille de 6.1 mm. L'écart type entre les calculs faits à différentes journées est de $0.006 \mu\text{m}$ pour un même diamètre pupillaire. Bien que les deux valeurs d'écart type soient très rapprochées, le niveau de probabilité donné par une ANOVA indique une différence significative entre les résultats obtenus pour différentes journées. Les moyennes obtenues pour chaque diamètre pupillaire considéré, ainsi que les écarts type et les niveaux de probabilité obtenus par une analyse de variance sont fournis en annexe B, dans les tableaux BI à BVI.

5.1.2 Variabilité inter sujets; erreur liée aux facteurs physiologiques

Les résultats obtenus pour évaluer la fiabilité du dispositif et l'erreur typique liée aux facteurs physiologiques sont donnés dans le tableau II. Afin d'alléger le texte, seul le diamètre pupillaire de 6.1 mm a été rapporté. Ce diamètre, étant le plus grand, est d'ailleurs le plus susceptible de présenter une grande variabilité. Les résultats obtenus pour les autres diamètres pupillaires se sont montrés semblables à celui obtenu pour le diamètre pupillaire de 6.1 mm.

Pour un diamètre pupillaire de 6.1 mm, seul un des deux sujets présentait une différence significative entre les RMC de la série de mesures A (sans repositionnement de la tête entre les mesures) et celles de la série B (réalignement entre les mesures) dans le cas des aberrations d'ordres supérieurs (ordres 3 à 7). Pour le même diamètre pupillaire, aucune différence significative n'a été observée chez les deux sujets entre les RMC de la série A et de la série B pour les autres types d'aberrations (aberrations d'ordre 3, d'ordre 4, d'ordres 5 à 7, de type coma et les aberrations sphériques).

Un test F permettant de comparer les variances entre les deux séries de mesures pour chaque sujet indique que la variabilité des résultats des RMC entre la série A et la série B est la même. Autrement dit, aucune différence significative n'a été trouvée entre la variance de la série A et celle de la série B et ce, pour toutes les

RMC calculées (aberrations d'ordres supérieurs, d'ordre 3, d'ordre 4, d'ordres 5 à 7, coma et aberrations sphériques).

Répétabilité des résultats

	<i>sujet 1</i>		<i>sujet 2</i>		
	série A	série B	série A	série B	
	0.216	0.230	0.373	0.348	
	0.231	0.257	0.383	0.327	
	0.227	0.225	0.355	0.304	
	0.239	0.243	0.382	0.343	
	0.246	0.254	0.361	0.330	Ordres > 2
<i>moyenne</i>	0.232	0.242	0.371	0.330	
\pm <i>écart type</i>	0.012	0.014	0.013	0.017	
<i>test T</i>		0.256		0.003	
<i>test F</i>		0.694		0.550	
<hr/>					
	0.109	0.175	0.290	0.310	
	0.142	0.161	0.320	0.248	
	0.162	0.140	0.261	0.250	
	0.168	0.202	0.260	0.256	
	0.182	0.178	0.264	0.255	3^e ordre
<i>moyenne</i>	0.153	0.171	0.279	0.264	
\pm <i>écart type</i>	0.028	0.023	0.026	0.026	
<i>test T</i>		0.285		0.388	
<i>test F</i>		0.691		0.994	
<hr/>					
	0.113	0.125	0.221	0.201	
	0.143	0.161	0.194	0.206	
	0.108	0.140	0.221	0.154	
	0.090	0.115	0.245	0.207	
	0.128	0.113	0.226	0.193	4^e ordre
<i>moyenne</i>	0.116	0.131	0.221	0.192	
\pm <i>écart type</i>	0.020	0.020	0.018	0.022	
<i>test T</i>		0.294		0.052	
<i>test F</i>		0.965		0.722	

Répétabilité des résultats

	<i>sujet 1</i>		<i>sujet 2</i>		
	série A	série B	série A	série B	
	0.148	0.079	0.080	0.078	5^e au 7^e ordres
	0.105	0.119	0.080	0.054	
	0.114	0.107	0.095	0.077	
	0.144	0.070	0.135	0.094	
	0.104	0.140	0.095	0.084	
<i>moyenne</i>	0.123	0.103	0.097	0.077	
\pm <i>écart type</i>	0.021	0.029	0.022	0.015	
<i>test T</i>		0.242		0.146	
<i>test F</i>		0.561		0.434	
<hr/>					
	0.133	0.171	0.281	0.283	coma
	0.088	0.164	0.303	0.236	
	0.113	0.140	0.259	0.191	
	0.116	0.195	0.262	0.255	
	0.170	0.118	0.252	0.238	
<i>moyenne</i>	0.124	0.158	0.271	0.241	
\pm <i>écart type</i>	0.031	0.030	0.021	0.033	
<i>test T</i>		0.116		0.125	
<i>test F</i>		0.952		0.393	
<hr/>					
	0.063	0.104	0.205	0.123	Aberration sphérique
	0.115	0.156	0.179	0.199	
	0.032	0.101	0.194	0.145	
	0.058	0.086	0.231	0.204	
	0.091	0.079	0.204	0.187	
<i>moyenne</i>	0.072	0.105	0.203	0.172	
\pm <i>écart type</i>	0.032	0.030	0.019	0.036	
<i>test T</i>		0.130		0.139	
<i>test F</i>		0.926		0.257	

Tableau II: Résultats obtenus sur deux sujets contrôle pour un diamètre pupillaire de 6.1 mm

La variabilité des résultats représentée par l'écart type dans le tableau II est aussi équivalente entre les deux sujets pour chaque RMC calculée dans le cas du diamètre pupillaire de 6.1 mm.

5.2 Validation de l'échantillon

Afin de savoir si les critères déterminés pour choisir notre échantillon étaient suffisamment stricts, ils furent analysés statistiquement. L'intervalle d'amétropie fut analysé en fonction de la RMC pour savoir s'il pouvait induire un biais dans les résultats de l'étude.

Diverses études ont été faites afin de déterminer le rôle des amétropies dans le taux et le type d'aberrations monochromatiques oculaires [42-44, 77, 78]. Les aberrations semblent directement proportionnelles à l'erreur de réfraction des sujets. Selon certaines études, cette relation pourrait être identique [43, 78] ou non [73] entre myopes et hypermétropes. Selon Llorente et col, [77] les hypermétropes souffriraient d'un taux d'aberrations (calculés par la RMC) plus élevé que les myopes ayant la même valeur d'équivalent sphérique. Les sujets les moins affectés par les aberrations seraient les emmétropes et les amétropes ayant un faible équivalent sphérique. Marcos et col. [44] ainsi que McLellan et col. [68] soutiennent toutefois que les aberrations affectent peu les sujets dont les amétropies vont jusqu'à -6.00 D d'équivalent sphérique. Afin de rester

conservateur et d'éliminer le plus possible le biais que pourraient induire les erreurs de réfraction dans l'étude, l'échantillon choisi répondait à des critères de sélection plus stricts que ceux de McLellan et col. [68]. Seuls les sujets ayant des erreurs de réfraction de moins de ± 3.00 D de correction sphérique et de ± 2.00 D de correction cylindrique étaient inclus dans l'étude. L'équivalent sphérique ne dépassait pas ± 3.25 D.

Afin de voir si les erreurs de réfraction rencontrées dans les deux groupes de sujets pouvaient influencer les résultats de l'étude, les valeurs des RMC d'ordres 3 à 7 pour les trois diamètres pupillaires en fonction de l'équivalent sphérique furent évaluées par deux régressions (une linéaire et une quadratique) dans les deux groupes. Ces valeurs sont représentées sur les graphiques de la figure 23 pour les sujets âgés de 17 à 31 ans et la figure 24 pour les sujets de 60 ans et plus. Les régressions représentées sur les graphiques sont celles qui s'avèrent les plus probables au plan statistique. Aucune corrélation statistique n'a été trouvée entre les valeurs de RMC calculées pour les trois diamètres pupillaires étudiés et l'équivalent sphérique, et ce dans les deux groupes d'âge. Les niveaux de probabilité obtenus pour une régression linéaire (quadratique) sont les suivants. Pour le groupe contrôle (17 à 31 ans), $p = 0.505$ (0.757) pour un diamètre pupillaire de 2.5 mm, $p = 0.386$ (0.513) pour un diamètre de 4.3 mm et $p = 0.601$ (0.833) pour un diamètre de 6.1 mm. Chez les sujets âgés, pour les diamètres pupillaires de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm, les niveaux de probabilité sont respectivement de 0.548 (0.812), 0.391 (0.109) et 0.976 (0.353).

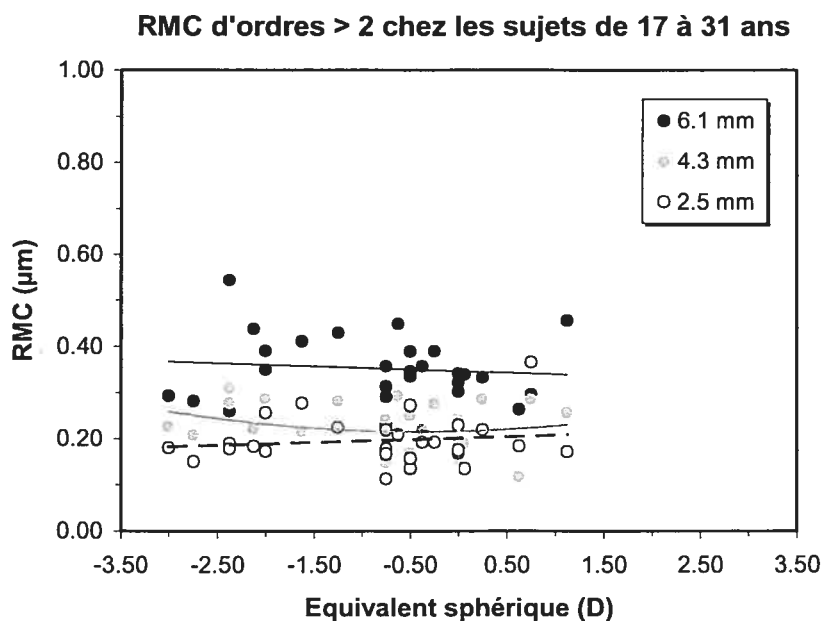


Figure 23: Régressions effectuées sur les équivalents sphériques pour le groupe de sujets âgés entre 17 et 31 ans.

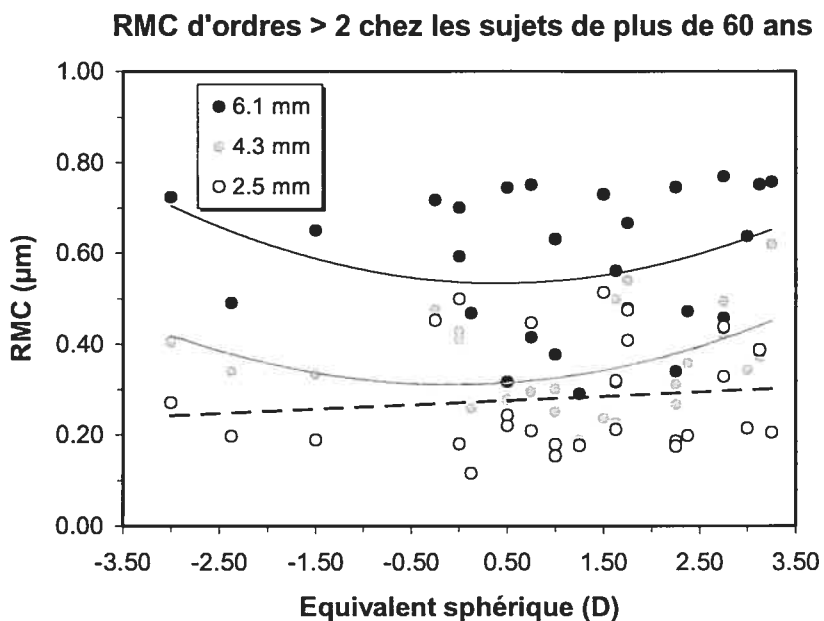


Figure 24 : Régressions effectuées sur les équivalents sphériques pour le groupe de sujets âgés de plus de 60 ans.

Un effort fut aussi fait dans le but de paier les amétropies entre le groupe témoin et le groupe de personnes âgées de 60 ans et plus. Cette mesure supplémentaire visait à réduire davantage l'impact potentiel que pouvait jouer le niveau d'amétropie sur les aberrations monochromatiques. Ce critère de sélection ne fut toutefois pas conservé car la majorité des jeunes sujets étaient myopes alors que les sujets plus âgés étaient plutôt hypermétropes. (Voir figure 25). La différence entre les deux groupes est statistiquement significative pour l'équivalent sphérique et l'erreur de réfraction sphérique ($p < 0.0001$ dans les deux cas). Cette constatation n'a toutefois rien de surprenant si l'on considère les données épidémiologiques relatives aux valeurs d'amétropies attendues dans une population [79-82].

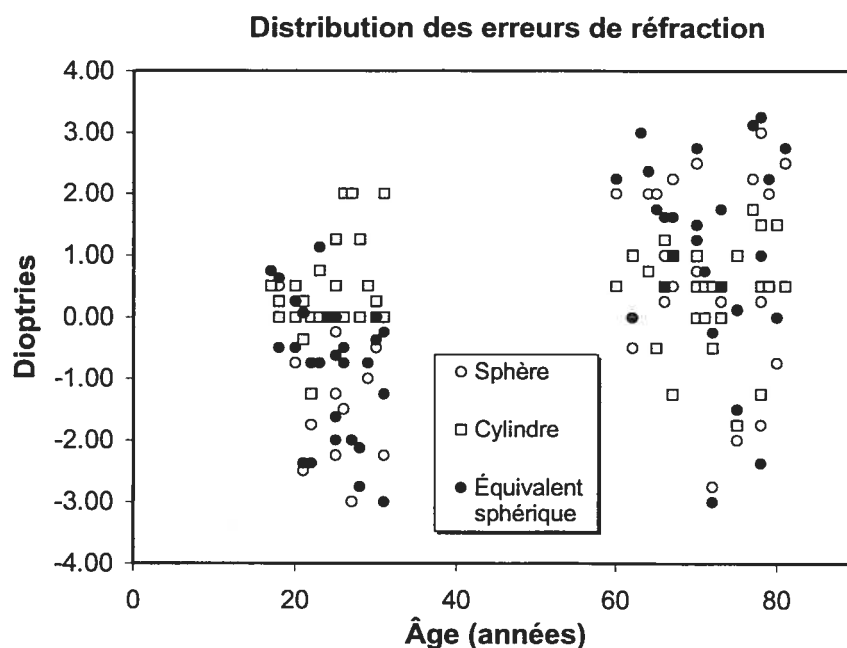


Figure 25 : Distribution des erreurs de réfraction pour tous les sujets.

Il n'existe toutefois de différence statistiquement significative entre nos deux groupes de sujets pour le montant d'astigmatisme ($p = 0.838$). De plus, l'axe d'astigmatisme, reporté sur le graphique de la figure 26, ne semble pas s'orienter dans un axe particulier selon l'âge ($p = 0.738$).

Les résultats obtenus pour les erreurs de réfraction et l'acuité visuelle sont résumés dans le tableau III.

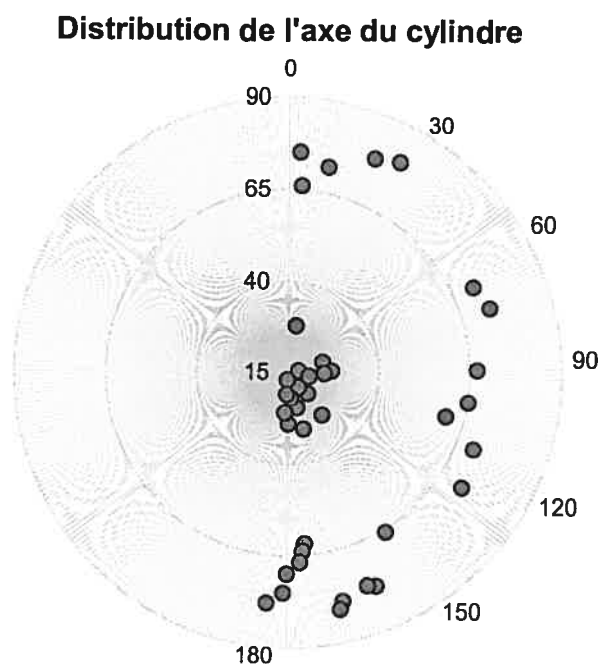


Figure 26 : Axe de l'astigmatisme mesuré pour tous les sujets.

		Sphère (D)	Cylindre (D)	Équivalent sphérique (D)	Acuité visuelle
17-31 ans	Moyenne	-1.05	0.43	-0.83	1.11
	Écart type	1.17	0.76	1.11	0.16
	Minimum	-3.00	-1.25	-3.00	1.00
	Maximum	0.75	2.00	1.13	1.33
60 ans et plus	Moyenne	0.88	0.38	1.06	0.80
	Écart type	1.53	0.87	1.59	0.16
	Minimum	-2.75	-1.75	-3.00	0.50
	Maximum	3.00	1.75	-3.25	1.00

Tableau III : Erreurs de réfraction. L'acuité est la notation décimale de la fraction de Snellen

5.3 Effet de l'âge sur les aberrations

5.3.1 Analyse des coefficients de Zernike

Les 36 premiers coefficients de Zernike ont été calculés pour des diamètres de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm à partir des données obtenues pour des pupilles dilatées. Le diamètre pupillaire de 6.1 mm correspond au plus grand diamètre obtenu pour tous les sujets et le diamètre pupillaire de 2.5 mm correspond à une matrice de *Hartmann-Shack* de 37 points, valeur minimale de points permettant d'évaluer les aberrations jusqu'au 7^e ordre. Le diamètre de 4.3 mm est le diamètre intermédiaire entre le diamètre maximum et la diamètre minimum. C'est à partir de ces coefficients que le calcul de la RMC se fait. Bien que les études faites sur l'évolution des aberrations avec l'âge ne rapportent pas les résultats des

coefficients individuels (sauf pour l'étude de Calver [66]), l'analyse statistique a toutefois été faite ici pour chaque coefficient et pour chaque diamètre pupillaire afin de savoir s'il existe une différence entre les deux groupes d'âge pour chacun des coefficients. La plupart des études précédentes étaient des études transversales. Une légère variation de la valeur de chacun des coefficients avec l'augmentation continue de l'âge pouvait ne pas être apparente ou masquée par une trop grande variabilité des résultats dans ce type d'étude. L'utilisation de deux groupes bien séparés en âge pourrait donc révéler des différences qui ne sont peut-être pas perceptibles dans les études transversales.

La majorité des coefficients montrent une grande variabilité et peuvent, même à l'intérieur d'un même groupe d'âge, prendre des valeurs négatives ou positives pour un même coefficient (voir figure 27). Chaque coefficient aurait des chances égales d'avoir une valeur positive ou négative. La moyenne des coefficients individuels tend donc souvent vers zéro (due à cette distribution symétrique des valeurs autour de zéro) malgré le fait que leur valeur soit rarement nulle pour tous les sujets. Cette observation a aussi été relevée dans plusieurs études [83-85]. On a d'abord cherché à déterminer, par un test Z, si certains coefficients étaient statistiquement différents de zéro. Les résultats significatifs sont présentés dans le tableau IV. Les coefficients dont la valeur moyenne est statistiquement différente de zéro ne sont pas les mêmes pour les deux groupes d'âge et sont aussi différents selon les diamètres pupillaires considérés. Pour un diamètre pupillaire de 2.5 mm aucun coefficient n'a été jugé statistiquement différent de zéro dans les deux

groupes d'âge. Lorsque le diamètre pupillaire de 4.3 mm est considéré, quelques coefficients d'ordres supérieurs à deux sont statistiquement différents de zéro. Les coefficients Z_5^{-5} et Z_6^0 (ou C15 et C24 respectivement) sont différents de zéro dans le groupe contrôle (17-31 ans) alors que seul le coefficient Z_5^3 (C19) est statistiquement différent de zéro dans le groupe test. Le nombre de coefficients différents de zéro semble augmenter avec le diamètre pupillaire. Le diamètre pupillaire de 6.1 mm est celui qui compte le plus de coefficients dont la valeur moyenne est différente de zéro. Dans le groupe contrôle, ces coefficients sont Z_5^1 , Z_6^0 et Z_6^2 (C18, C24 et C25 respectivement). Dans le groupe test, les coefficients statistiquement différents de zéro sont les coefficients Z_3^{-3} , Z_3^1 et Z_7^{-5} (C6, C8 et C29 respectivement). Parmi les coefficients mentionnés plus haut, seuls les coefficients Z_6^0 (représentant l'aberration sphérique secondaire) et Z_3^1 (coma primaire horizontale) sont des aberrations types, les autres étant des aberrations irrégulières (revoir le tableau I du chapitre 2 pour la définition des coefficients).

Un test de Student non païré bilatéral entre les deux groupes fut ensuite fait dans le but de voir si certains coefficients d'ordres supérieurs pouvaient montrer une évolution avec l'âge et aucune différence statistiquement significative ne fut observée entre les deux groupes, sauf pour le terme 32 (coma verticale tertiaire) pour le diamètre pupillaire de 2.5 mm ($p = 0.019$) et le terme 19 (astigmatisme triangulaire secondaire) pour le diamètre pupillaire de 4.3 mm ($p = 0.019$). Ces résultats sont résumés dans le tableau V.

Les coefficients qui semblent avoir une contribution importante (les valeurs moyennes les plus grandes) dans les aberrations d'ordres supérieurs sont différents dans les deux groupes d'âge et varient selon les diamètres pupillaires. La plupart de ces coefficients n'ont toutefois pas été jugés statistiquement différents de zéro. Pour un diamètre pupillaire de 2.5 mm, les cinq coefficients contribuant le plus aux aberrations sont respectivement C8, C15, C11, C17 et C26 chez les jeunes, C7, C8, C9, C16 et C19 chez les sujets plus âgés. Pour un diamètre pupillaire de 4.3 mm, ces coefficients sont : C15, C7, C16, C24 et C9 chez les jeunes C9, C7, C19, C21 et C34 chez les plus de 60 ans. Seuls les coefficients C15 et C24 sont statistiquement différents de zéro chez les jeunes et le coefficient C19 chez les sujets âgés. Finalement lorsque le plus grand diamètre pupillaire est considéré (6.1 mm) les coefficients faisant le plus augmenter la valeur de la RMC sont : C8, C9, C18, C24 et C20 chez les 17-31 ans, C6, C8, C15, C7 et C9 chez les sujets âgés. Les coefficients C18 et C24 étaient statistiquement différents de zéro chez nos plus jeunes sujets et les coefficients C6 et C8 l'étaient chez nos sujets âgés. La majorité des coefficients qui contribuent le plus aux aberrations dans nos deux groupes sont des coefficients d'ordres impairs. La contribution diminue généralement avec l'ordre radial.

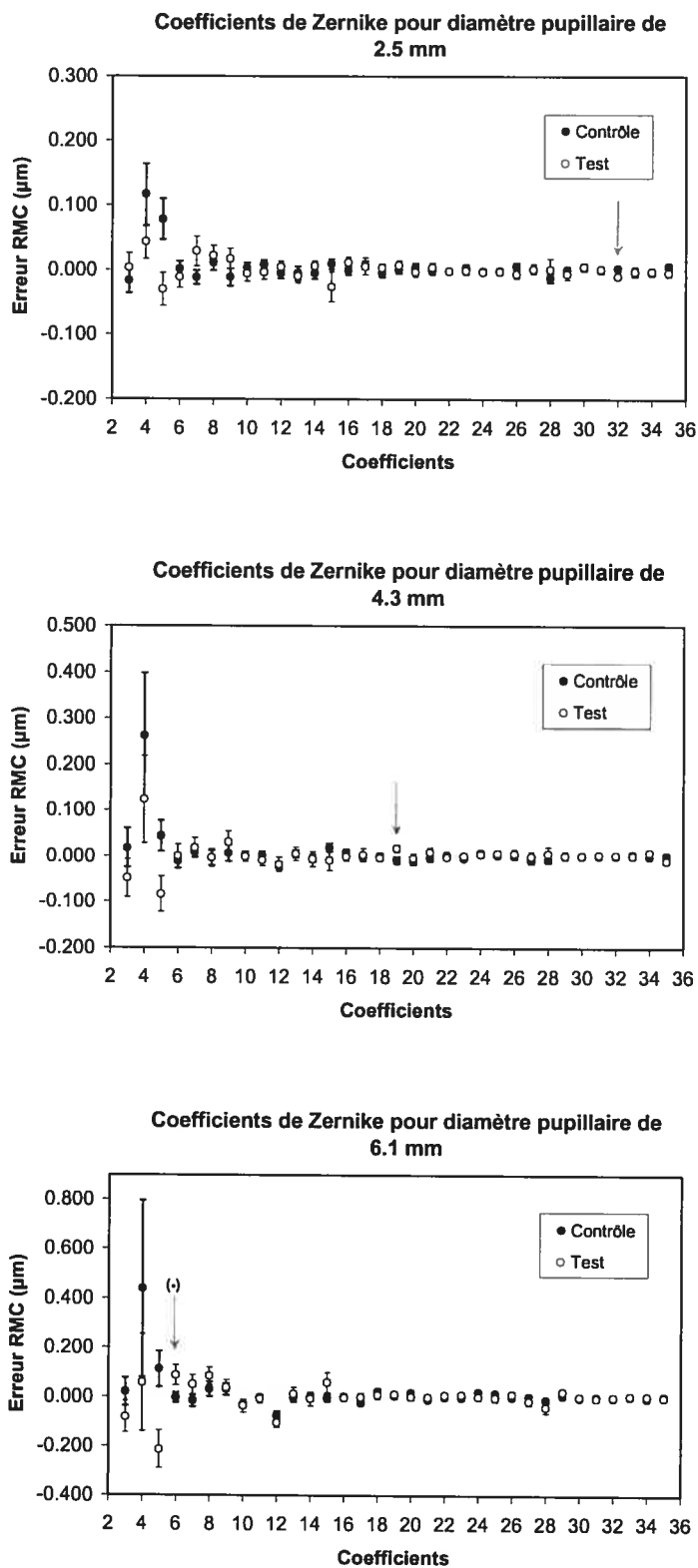


Figure 27 : Moyenne des coefficients de Zernike pour les deux groupes. Les flèches grises indiquent les coefficients pour lesquels une différence statistique a (* presque) été trouvée entre les groupes.

Coefficients statistiquement différents de zéro

	<i>2.5 mm</i>	<i>4.3 mm</i>	<i>6.1 mm</i>
Groupe contrôle (17-31 ans)		Z_5^{-5} ($p = 0.019$) Z_6^0 ($p = 0.025$)	Z_5^1 ($p = 0.012$) Z_6^0 ($p = 0.002$) Z_6^2 ($p = 0.006$)
Groupe test (60 ans et plus)		Z_5^3 ($p = 0.012$)	Z_3^{-3} ($p = 0.017$) Z_3^1 ($p = 0.009$) Z_7^{-5} ($p = 0.029$)

Tableau IV : Coefficients statistiquement différents de zéro pour chaque groupe d'âge et chaque diamètre pupillaire. Les niveaux de probabilité sont donnés par un test Z.

		Coefficient	niveau de signification (test de Student)	Moyenne \pm erreur standard moyenne	
Diamètre pupillaire	<i>6.1 mm</i>	Z_3^{-3}	0.055*	-0.003 \pm 0.019 0.086 \pm 0.041	17-31 ans 60 ans et +
	<i>4.3 mm</i>	Z_5^3	0.019	-0.008 \pm 0.008 0.017 \pm 0.008	17-31 ans 60 ans et +
	<i>2.5 mm</i>	Z_7^1	0.019	0.002 \pm 0.003 -0.010 \pm 0.004	17-31 ans 60 ans et +

Tableau V : Coefficients de Zernike démontrant une différence statistiquement significative entre les deux groupes d'âge. L'astérisque indique que le coefficient n'est pas statistiquement significatif, bien que très près de l'être.

5.3.2 Analyse de la RMC

Les valeurs de RMC ont été calculées pour des diamètres de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm à partir de pupilles dilatées. Les valeurs moyennes, les écarts type, les valeurs minimum et maximum ainsi que les niveaux de probabilité observés par des tests statistiques permettant la comparaison des moyennes (test T non pairé bilatéral) et la comparaison de la variabilité (test F) entre les groupes d'âge sont présentés dans les tableaux VI à XIV.

5.3.2.1 RMC pour les ordres supérieurs à deux

Les valeurs de RMC furent d'abord analysées en comparant les deux groupes d'âge pour tous les diamètres pupillaires. Les valeurs moyennes de RMC obtenues pour les trois diamètres pupillaires étudiés sont plus élevées pour le groupe de sujets de plus de 60 ans que dans le groupe des 17-31 ans (voir graphique de la figure 28B en page 125). Les différences entre les moyennes de RMC calculées entre les deux groupes sont de 0.84 μm , 0.111 μm et 0.169 μm pour les diamètres de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm respectivement. Ces différences sont significatives et les niveaux de probabilité obtenus par un test T bilatéral non pairé sont les suivants : $p = 0.0012$ pour les pupilles de 2.5 mm et $p < 0.0001$ pour les pupilles de 4.3 mm et de 6.1 mm. La variabilité des résultats pour chaque groupe a été analysée avec un test F et s'avère significativement plus grande dans le groupe de sujets plus âgés pour un diamètre pupillaire de 2.5 mm. La valeur de l'écart type

du groupe de sujets âgés de plus de 60 ans atteint deux fois celle calculée dans le groupe des 17-31 ans pour ce diamètre. Les valeurs minimales de RMC trouvées à 2.5 mm s'avèrent comparables entre les deux groupes d'âge et la valeur maximale de RMC trouvée dans le groupe de sujets âgés de plus de 60 ans est plus grande que celle trouvée dans le groupe de 17 à 31 ans (le rapport des deux valeurs est de 1.4). Bien que la valeur de l'écart type soit plus grande dans le groupe des sujets de plus de 60 ans pour un diamètre pupillaire de 4.3 mm, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre les variances des deux groupes d'âge. Les valeurs minimale et maximale de RMC trouvées dans le groupe des 17-31 ans sont plus petites que dans le groupe des plus de 60 ans (rapport des valeurs minimale et maximale des deux groupes : 1.4 et 1.6 respectivement). Les mêmes observations concernant la variabilité des résultats sont faites pour le diamètre pupillaire de 6.1 mm : la variabilité des valeurs de la RMC à l'intérieur d'un même groupe n'est pas significativement plus grande dans le groupe des sujets plus âgés malgré un plus grand écart type. De plus, les valeurs minimale et maximale de RMC calculées dans le groupe de sujets âgés de plus de 60 ans ne sont que légèrement plus élevées que celles calculées dans le groupe des jeunes sujets. Ces résultats sont résumés dans le tableau VI de la page 126.

La différence de RMC entre les différents diamètres pupillaires fut ensuite testée à l'intérieur de chaque groupe d'âge par une ANOVA avec tests multivariés. Comme on pouvait s'y attendre, une hausse statistiquement significative de la RMC est

observable dans le groupe de sujets de 17 à 31 ans entre 2.5 mm et 4.3 mm et entre 4.3 mm et 6.1 mm ($p = 0.007$ et $p < 0.0001$ respectivement). Les différences entre les valeurs de RMC pour ce groupe d'âge sont les suivantes : $0.050 \mu\text{m}$ entre les diamètres pupillaires de 2.5 mm et 4.3 mm et $0.161 \mu\text{m}$ entre les diamètres pupillaires de 4.3 mm et 6.1 mm. La même tendance est observée dans le groupe de sujets de 60 ans et plus ($p = 0.005$ entre 2.5 mm et 4.3 mm et $p < 0.0001$ entre 4.3 mm et 6.1 mm). Les différences entre les valeurs de RMC pour les sujets de plus de 60 ans sont de $0.076 \mu\text{m}$ entre les diamètres pupillaires de 2.5 mm et 4.3 mm et de $0.219 \mu\text{m}$ entre les diamètres pupillaires de 4.3 mm et 6.1 mm. L'égalité des variances des valeurs de RMC entre les diamètres fut testée à l'intérieur de chaque groupe à l'aide d'un test F. Une hausse significative de la variance des résultats entre les diamètres 2.5 mm et 4.3 mm ($p = 0.0440$) et entre 4.3 mm et 6.1 mm ($p = 0.0334$) dans le groupe de 17 à 31 ans est observable. Par contre, la variance des valeurs de RMC n'augmente significativement qu'entre les diamètre de 4.3 mm à 6.1 mm chez les sujets de plus de 60 ans ($p = 0.0472$).

Le graphique de la figure 28A montre les valeurs de RMC calculées pour les deux groupes d'âge pour les trois diamètres pupillaires étudiés. Les valeurs moyennes de RMC et les écarts type pour chaque groupe d'âge et pour chaque diamètre pupillaire étudié sont présentés à la figure 28B. Le graphique de la figure 28C montre l'évolution des moyennes de RMC calculées pour chaque groupe en fonction des diamètres pupillaire étudiés.

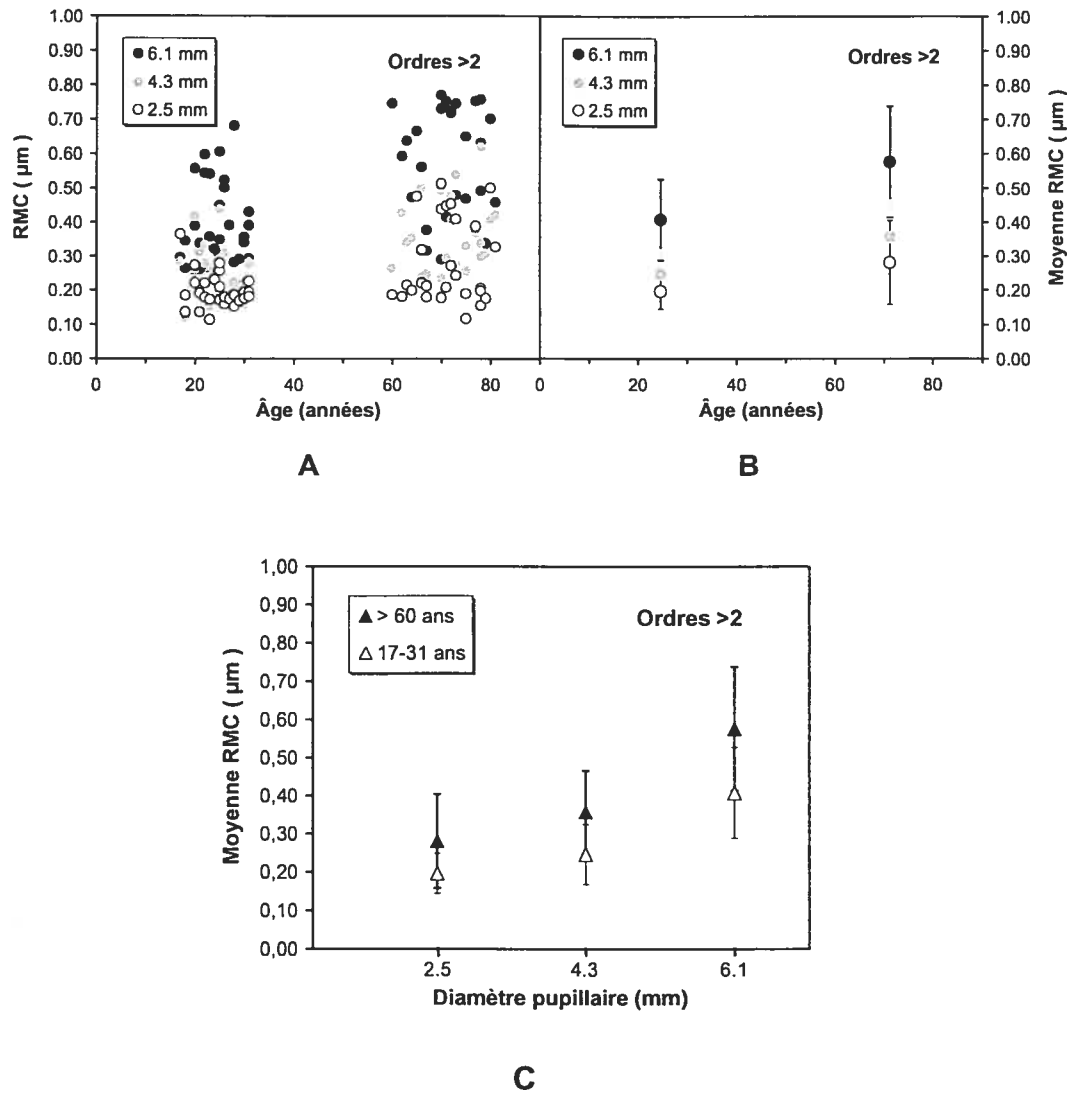


Figure 28 : Valeurs de RMC calculées pour les aberrations d'ordres supérieurs à deux (ordres 3 à 7). Valeurs de RMC pour chaque sujet en fonction de l'âge calculées pour trois diamètres pupillaires différents (A). Valeurs moyennes de RMC dans chaque groupe d'âge pour les trois diamètres pupillaires étudiés (B). Les barres d'erreur représentent l'écart type. Évolution de la moyenne de la RMC en fonction du diamètre pupillaire pour les deux groupes d'âge (C).

Ordres >2

		2.5 mm	4.3 mm	6.1 mm
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.196	0.246	0.407
	<i>écart-type</i>	0.052	0.078	0.120
	<i>minimum</i>	0.113	0.118	0.261
	<i>maximum</i>	0.365	0.438	0.682
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.281	0.357	0.576
	<i>écart-type</i>	0.123	0.109	0.162
	<i>minimum</i>	0.116	0.189	0.290
	<i>maximum</i>	0.513	0.620	0.769
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.084	-0.111	-0.169
	<i>écart-type</i>	-0.071	-0.031	-0.043
	<i>minimum</i>	-0.003	-0.071	-0.029
	<i>maximum</i>	-0.148	-0.182	-0.087
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.0012	0.0000	0.0000
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.0000	0.0939	0.1259

Tableau VI: Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations d'ordres supérieurs, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F.

5.3.1.2 RMC pour le troisième ordre

Les différences entre les moyennes de RMC des deux groupes étudiés sont de 0.046 μm , 0.068 μm et 0.110 μm pour les diamètres de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm respectivement. La différence entre les deux groupes d'âge est significative pour les pupilles de 2.5 mm ($p = 0.0151$) et très fortement significative pour les diamètres pupillaires de 4.3 mm et 6.1 mm ($p = 0.0003$ et $p = 0.0005$ respectivement). La valeur minimale de RMC calculée dans le groupe des plus jeunes sujets est comparable (légèrement plus grande) à celle du groupe plus âgé pour un diamètre de 2.5 mm mais devient plus petite pour des diamètres de 4.3 mm et 6.1 mm. La valeur maximale de RMC calculée est plus petite dans le groupe des plus jeunes pour tous les diamètres considérés. L'écart type est plus élevé chez les personnes de 60 ans et plus pour tous les diamètres pupillaires mais la différence de variance entre les deux groupes d'âge n'est statistiquement significative que pour le diamètre pupillaire de 2.5 mm. Ces résultats sont résumés dans le tableau VII.

Dans les deux groupes, la valeur de la RMC augmente avec le diamètre pupillaire. Cette augmentation de RMC est statistiquement significative chez les sujets de 60 ans et plus entre 2.5 mm et 4.3 mm et 6.1 mm ($p = 0.006$ et $p < 0.0001$ respectivement) mais n'est significative chez les 17-31 ans seulement qu'entre 4.3 mm et 6.1 mm ($p < 0.0001$). L'écart type augmente avec le diamètre chez les plus jeunes alors qu'il semble diminuer entre 2.5 mm et 4.3 mm dans le groupe de sujets de plus de 60 ans. Toutefois, seule la différence de variance

entre les diamètres pupillaires de 4.3 mm et 6.1 mm est significative chez les personnes de 60 ans et plus.

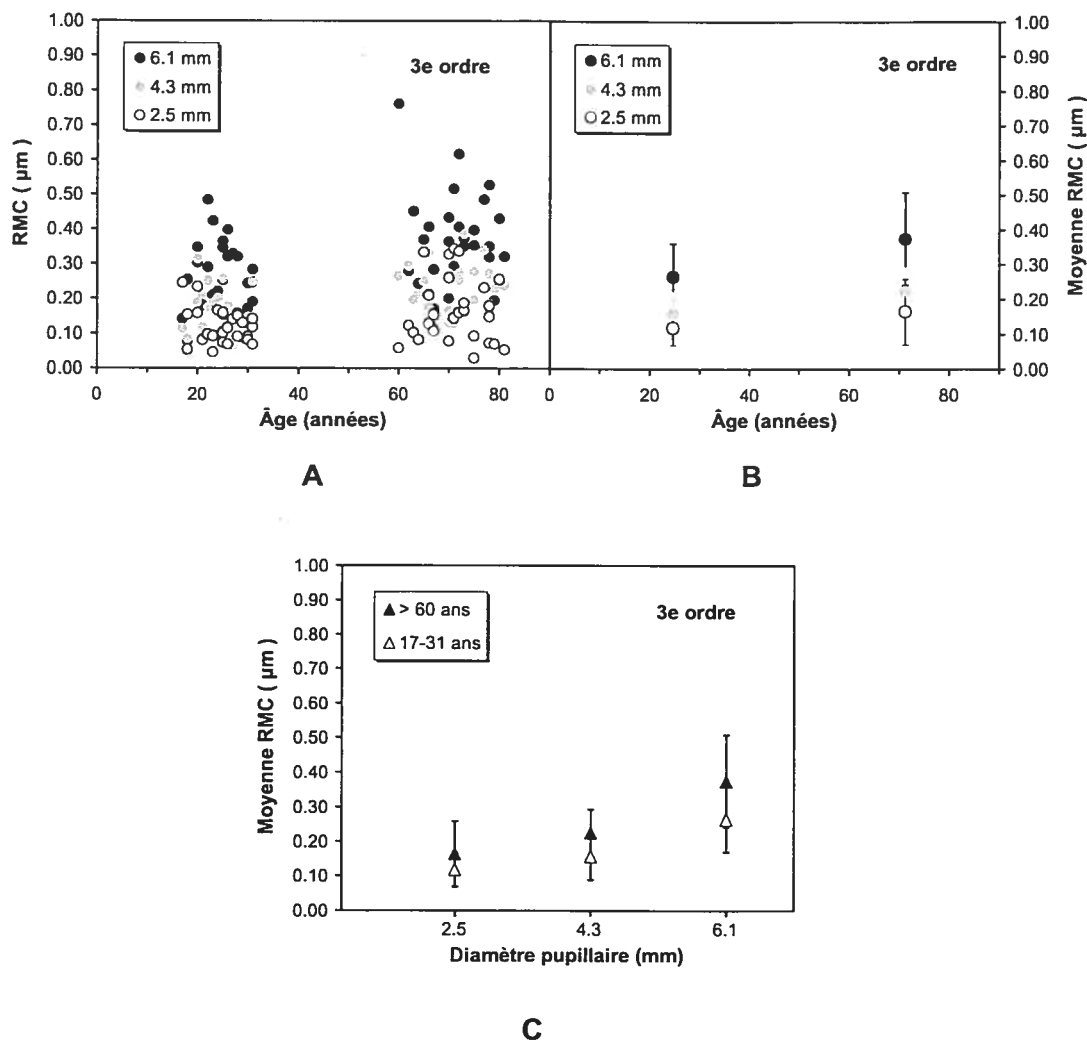


Figure 29 : Valeurs de RMC calculées pour les aberrations de troisième ordre. A; Valeurs de RMC pour chaque sujet en fonction de l'âge, calculées pour trois diamètres pupillaires différents. B; Valeurs moyennes de RMC dans chaque groupe d'âge pour les trois diamètres pupillaires étudiés. Les barres d'erreur représentent l'écart type. C; Évolution de la moyenne de la RMC en fonction du diamètre pupillaire pour les deux groupes d'âge.

Les graphiques de la figure 29A et 29B présentent les résultats calculés pour les trois diamètres pupillaires pour la RMC de 3^e ordre. La figure 29C montre l'évolution des valeurs moyennes de RMC pour chaque groupe en fonction du diamètre pupillaire.

		3e ordre		
		2.5 mm	4.3 mm	6.1 mm
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.117	0.156	0.264
	<i>écart-type</i>	0.050	0.067	0.096
	<i>minimum</i>	0.045	0.040	0.078
	<i>maximum</i>	0.245	0.313	0.484
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.164	0.224	0.374
	<i>écart-type</i>	0.094	0.069	0.133
	<i>minimum</i>	0.029	0.128	0.169
	<i>maximum</i>	0.343	0.386	0.762
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.046	-0.068	-0.110
	<i>écart-type</i>	-0.045	-0.001	-0.037
	<i>minimum</i>	0.016	-0.089	-0.091
	<i>maximum</i>	-0.098	-0.073	-0.278
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.0151	0.0003	0.0005
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.0016	0.9172	0.0986

Tableau VII : Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 3^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F.

5.3.1.3 RMC pour le quatrième ordre

La différence moyenne de RMC calculée entre les deux groupes est de 0.012 μm , 0.058 μm et 0.094 μm pour les diamètres de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm respectivement. Cette différence est très fortement significative pour les pupilles de 4.3 mm et 6.1 mm ($p = 0.0001$ et $p = 0.0002$ respectivement) mais ne l'est pas pour les pupilles de 2.5 mm ($p = 0.210$). L'écart type est toujours plus grand dans le groupe des sujets plus âgés mais cette différence entre les deux groupes d'âge n'est significative que pour les diamètres de 4.3 mm et 6.1 mm. La valeur minimale de RMC calculée est légèrement plus petite dans le groupe des 17-31 ans pour les diamètres de 2.5 mm et 4.3 mm. Elle est toutefois moins de la moitié de celle calculée dans le groupe des 60 ans et plus lorsque le diamètre de 6.1 mm est considéré. La valeur maximale calculée est toujours plus élevée dans le groupe des sujets plus âgés.

La valeur de RMC augmente avec le diamètre pupillaire chez les sujets de plus de 60 ans. Cette augmentation est statistiquement significative ($p = 0.002$ entre 2.5 mm et 4.3 mm et $p < 0.0001$ entre 4.3 mm et 6.1 mm). Les valeurs des écarts type augmentent aussi avec le diamètre pupillaire et cette augmentation de la variation des résultats est statistiquement significative dans ce groupe d'âge. Toutefois, l'augmentation de la valeur de la RMC chez les sujets âgés entre 17 et 31 ans n'est statistiquement significative qu'entre 4.3 mm et 6.1 mm ($p < 0.0001$). La variation des résultats analysée par un test F indique aussi une augmentation significative qu'entre ces diamètres.

Le graphique de la figure 30 présente les résultats calculés pour la RMC de 4^e ordre pour tous les diamètres pupillaires étudiés. Les différentes valeurs de moyenne, d'écart type, les valeurs minimales et maximales pour chaque groupe d'âge sont présentées au tableau VIII.

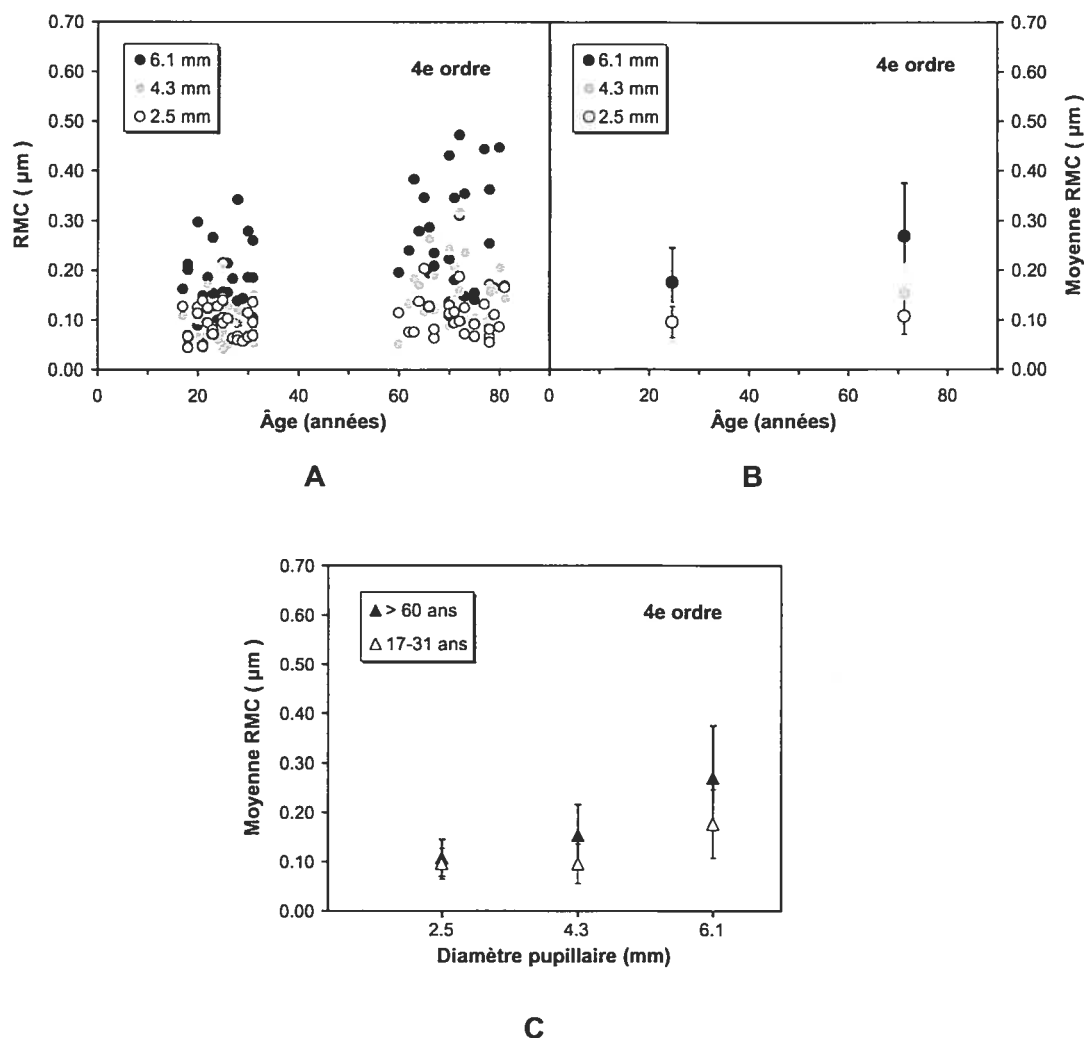


Figure 30 : Valeurs de RMC calculées pour les aberrations de quatrième ordre. A; Valeurs de RMC pour chaque sujet en fonction de l'âge, calculées pour trois diamètres pupillaires différents. B; Valeurs moyennes de RMC dans chaque groupe d'âge pour les trois diamètres pupillaires étudiés. Les barres d'erreur représentent l'écart type. C; Évolution de la moyenne de la RMC en fonction du diamètre pupillaire pour les deux groupes d'âge.

4e ordre

		<i>2.5 mm</i>	<i>4.3 mm</i>	<i>6.1 mm</i>
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.096	0.095	0.176
	<i>écart-type</i>	0.032	0.040	0.070
	<i>minimum</i>	0.044	0.040	0.053
	<i>maximum</i>	0.146	0.212	0.343
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.108	0.153	0.270
	<i>écart-type</i>	0.037	0.062	0.106
	<i>minimum</i>	0.055	0.051	0.137
	<i>maximum</i>	0.204	0.314	0.472
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.012	-0.058	-0.093
	<i>écart-type</i>	-0.006	-0.022	-0.036
	<i>minimum</i>	-0.011	-0.011	-0.084
	<i>maximum</i>	-0.058	-0.102	-0.130
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.1049	0.0001	0.0002
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.3929	0.0304	0.0380

Tableau VIII : Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 4^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F. Les cellules grisées indiquent les résultats qui ne sont pas statistiquement différents.

5.3.1.4 RMC pour les ordres 5, 6 et 7

Généralement, les ordres 5 à 7 sont regroupés ensemble et rapportés groupés dans les études publiées par les autres équipes de recherche. L'analyse statistique a toutefois été faite sur les ordres individuels avant de la faire sur les ordres regroupés.

Un test de Student non pairé bilatéral a permis d'observer que chacun des ordres individuels montre une tendance positive statistiquement significative avec l'âge pour tous les diamètres étudiés.

Les probabilités associées à l'ordre 5 donne les valeurs suivantes pour les diamètres de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm respectivement : 0.002, 0.0255 et 0.0075. L'écart type observé est plus grand chez le groupe de sujets de plus de 60 ans mais la différence de variation des résultats est significative seulement pour les diamètres de 2.5 mm et 4.3 mm (voir tableau IX). Toutefois, l'augmentation de la variation des résultats entre chaque diamètre pupillaire n'est significative que dans le groupe des 17-31 ans.

Les niveaux de probabilité associés pour le 6^e ordre sont de 0.0018 pour un diamètre de 2.5 mm et 0.009 pour le diamètre de 4.3 mm et 0.0222 pour celui de 6.1 mm. La valeur de l'écart type est plus grande chez le groupe de sujets de plus de 60 ans mais la différence entre les deux groupes est beaucoup moins appréciable que celle observée pour le 5^e ordre. La variation des résultats est

significativement plus grande chez les sujets de 60 ans et plus pour un diamètre pupillaire 2.5 mm (tableau X). Toutefois la valeur de l'écart type augmente de façon notable et significative entre tous les diamètres pupillaires chez le groupe de sujets de 60 ans et plus, alors qu'elle augmente de façon significative seulement entre 2.5 mm et 4.3 mm chez les sujets de 17 à 31 ans.

Finalement, les niveaux de probabilité associés à l'ordre 7 donnent les valeurs suivantes : 0.0041 pour le diamètre pupillaire de 2.5 mm et 0.0108 pour le diamètre pupillaire de 4.3 mm et 0.0253 pour le diamètre pupillaire de 6.1 mm. La valeur de l'écart type est toujours plus grande chez le groupe de sujets de plus de 60 ans mais la variation des résultats chez ce groupe n'est significativement plus grande qu'à 2.5 mm. Ces résultats sont résumés dans le tableau XI. La valeur de la RMC n'augmente, dans les deux groupes d'âge, qu'entre 4.3 mm et 6.1 mm. La variation des valeurs de la RMC semble augmenter entre 4.3 mm et 6.1 mm dans les deux groupes mais cette augmentation n'est pas significative.

5e ordre

		2.5 mm	4.3 mm	6.1 mm
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.077	0.104	0.167
	<i>écart-type</i>	0.030	0.045	0.102
	<i>minimum</i>	0.036	0.032	0.027
	<i>maximum</i>	0.144	0.205	0.416
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.132	0.141	0.242
	<i>écart-type</i>	0.088	0.086	0.117
	<i>minimum</i>	0.043	0.045	0.065
	<i>maximum</i>	0.348	0.483	0.523
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.056	-0.037	-0.075
	<i>écart-type</i>	-0.058	-0.041	-0.016
	<i>minimum</i>	-0.008	-0.013	-0.037
	<i>maximum</i>	-0.204	-0.278	-0.107
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.0020	0.0255	0.0075
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.0000	0.0014	0.4710

Tableau IX : Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 5^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F.

6e ordre

		2.5 mm	4.3 mm	6.1 mm
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.053	0.071	0.102
	<i>écart-type</i>	0.016	0.050	0.056
	<i>minimum</i>	0.023	0.024	0.051
	<i>maximum</i>	0.081	0.253	0.265
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.071	0.103	0.137
	<i>écart-type</i>	0.027	0.045	0.069
	<i>minimum</i>	0.026	0.022	0.045
	<i>maximum</i>	0.128	0.204	0.306
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.019	-0.032	-0.035
	<i>écart-type</i>	-0.011	0.005	-0.013
	<i>minimum</i>	-0.003	0.002	0.006
	<i>maximum</i>	-0.047	0.048	-0.042
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.0018	0.0090	0.0222
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.0128	0.6138	0.2940

Tableau X : Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 6^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F.

7e ordre

		2.5 mm	4.3 mm	6.1 mm
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.060	0.066	0.103
	<i>écart-type</i>	0.030	0.039	0.051
	<i>minimum</i>	0.030	0.022	0.031
	<i>maximum</i>	0.177	0.172	0.217
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.098	0.096	0.138
	<i>écart-type</i>	0.063	0.055	0.075
	<i>minimum</i>	0.025	0.027	0.028
	<i>maximum</i>	0.254	0.207	0.317
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.038	-0.031	-0.035
	<i>écart-type</i>	-0.033	-0.016	-0.024
	<i>minimum</i>	0.005	-0.005	0.002
	<i>maximum</i>	-0.078	-0.035	-0.101
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.0041	0.0108	0.0253
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.0004	0.0913	0.0519

Tableau XI : Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de 7^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F.

5.3.1.5 RMC pour les ordres 5 à 7

Les résultats montrent des différences statistiquement significatives entre les deux groupes d'âge ($p = 0.004$ pour 2.5 mm, $p = 0.0057$ pour 4.3 mm et $p = 0.0039$ pour 6.1 mm). Les différences moyennes sont de $0.073 \mu\text{m}$, $0.060 \mu\text{m}$ et $0.093 \mu\text{m}$ pour les pupilles de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm respectivement. Les valeurs minimales de RMC calculées dans chacun des groupes sont comparables pour tous les diamètres considérés, quoique légèrement plus élevées dans le groupe de plus de 60 ans. La valeur maximale de RMC dans le groupe des plus de 60 ans est toutefois environ deux fois celle du groupe des 17-31 ans pour tous les diamètres étudiés. La valeur de l'écart type est plus que deux fois plus grande dans le groupe des sujets de 60 ans et plus pour un diamètre de 2.5 mm. La variation des résultats est aussi significativement plus grande chez ce groupe pour ce diamètre pupillaire.

La valeur de la RMC, de même que la variation des résultats augmente de façon significative avec le diamètre chez les 17 à 31 ans. L'augmentation de la variation des résultats est visible dans les écarts type calculés. L'augmentation de la RMC est statistiquement significative uniquement entre 4.3 mm et 6.1 mm ($p < 0.0001$) pour les personnes âgées de plus de 60 ans. Toutefois, la variation des résultats n'augmente pas de façon significative entre les diamètres pupillaires dans ce groupe.

Les résultats sont représentés sur le graphique de la figure 31 et résumés dans le tableau XII.

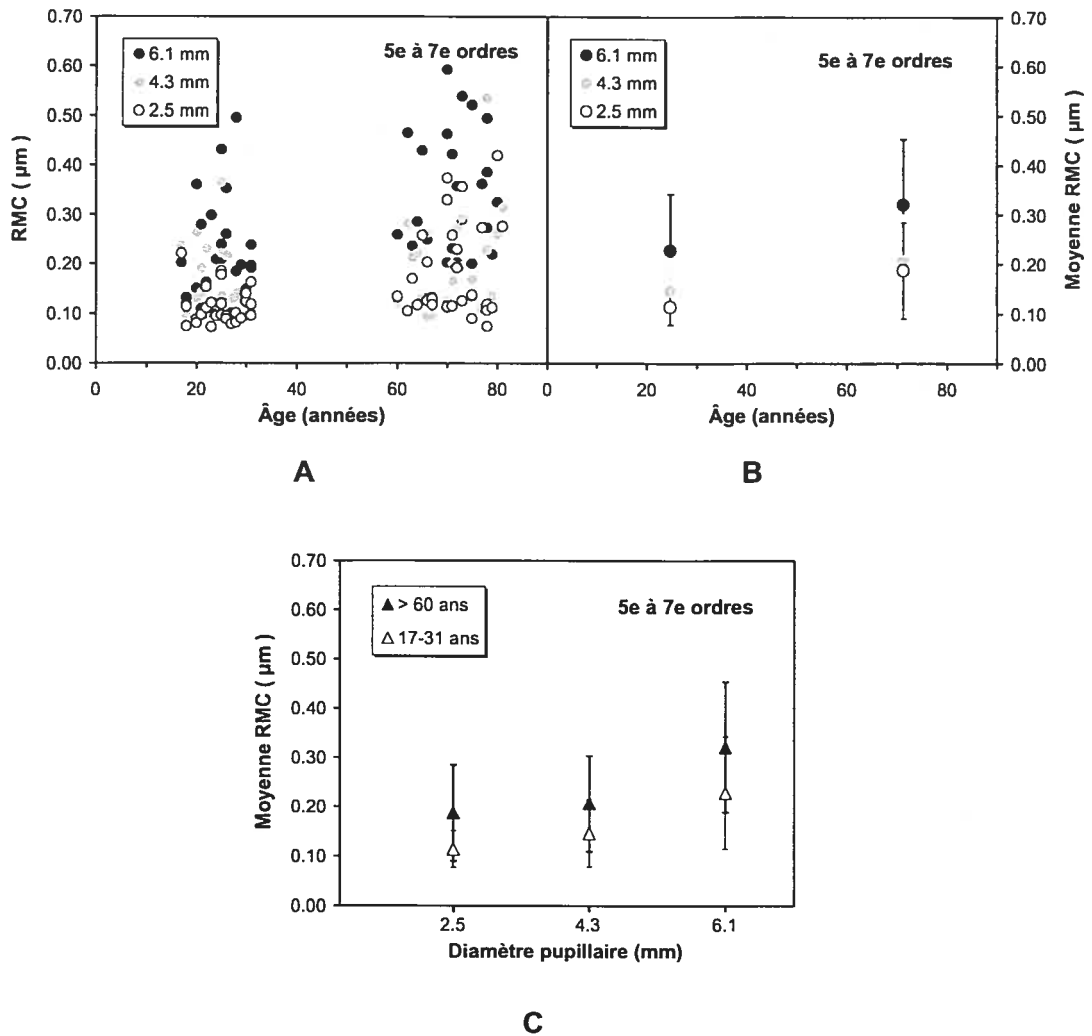


Figure 31 : Valeurs de RMC calculées pour les aberrations d'ordres 5 à 7. A; Valeurs de RMC pour chaque sujet en fonction de l'âge, calculées pour trois diamètres pupillaires différents. B; Valeurs moyennes de RMC dans chaque groupe d'âge pour les trois diamètres pupillaires étudiés. Les barres d'erreur représentent l'écart type. C; Évolution de la moyenne de la RMC en fonction du diamètre pupillaire pour les deux groupes d'âge.

5e à 7e ordres

		2.5 mm	4.3 mm	6.1 mm
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.114	0.146	0.228
	<i>écart-type</i>	0.037	0.068	0.114
	<i>minimum</i>	0.072	0.071	0.100
	<i>maximum</i>	0.221	0.365	0.506
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.187	0.206	0.321
	<i>écart-type</i>	0.098	0.097	0.132
	<i>minimum</i>	0.073	0.094	0.124
	<i>maximum</i>	0.418	0.536	0.592
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.073	-0.060	-0.093
	<i>écart-type</i>	-0.060	-0.029	-0.018
	<i>minimum</i>	-0.001	-0.022	-0.024
	<i>maximum</i>	-0.198	-0.171	-0.086
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.0004	0.0057	0.0039
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.0000	0.0784	0.4495

Tableau XII : Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations du 5^e au 7^e ordre, ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F.

5.3.1.6 Aberrations types

Les valeurs de RMC ont aussi été calculées pour la coma et l'aberration sphérique. La valeur de RMC calculée pour la coma inclut les termes 7, 8, 17, 18, 31 et 32 du polynôme de Zernike. La valeur de la RMC de l'aberration sphérique inclut les termes 13 et 25.

Les résultats sont montrés sur les graphiques des figures 32 et 33.

Pour la coma, des différences statistiquement significatives ont été observées entre les deux groupes pour tous les diamètres pupillaires ($p = 0.001$ pour 2.5 mm, $p = 0.0111$ pour 4.3 mm et $p = 0.0184$ pour 6.1 mm). Les différences moyennes sont de 0.052 μm , 0.041 μm et 0.066 μm (pupilles de 2.5 mm, 4.3 mm et 6.1 mm respectivement). Les valeurs minimales et maximales de RMC calculées, de même que la valeur de l'écart type, sont légèrement plus élevées dans le groupe plus âgé pour tous les diamètres étudiés.

Comme pour le cas de 5^e à 7^e ordre, l'augmentation la RMC n'est statistiquement significative qu'entre les diamètres de 4.3 mm et 6.1 mm chez les sujets les plus âgés alors qu'elle est significative entre tous les diamètres chez les plus jeunes. La variation des résultats augmente entre 4.3 mm et 6.1 mm dans les deux groupes d'âge (voir tableau XIII).

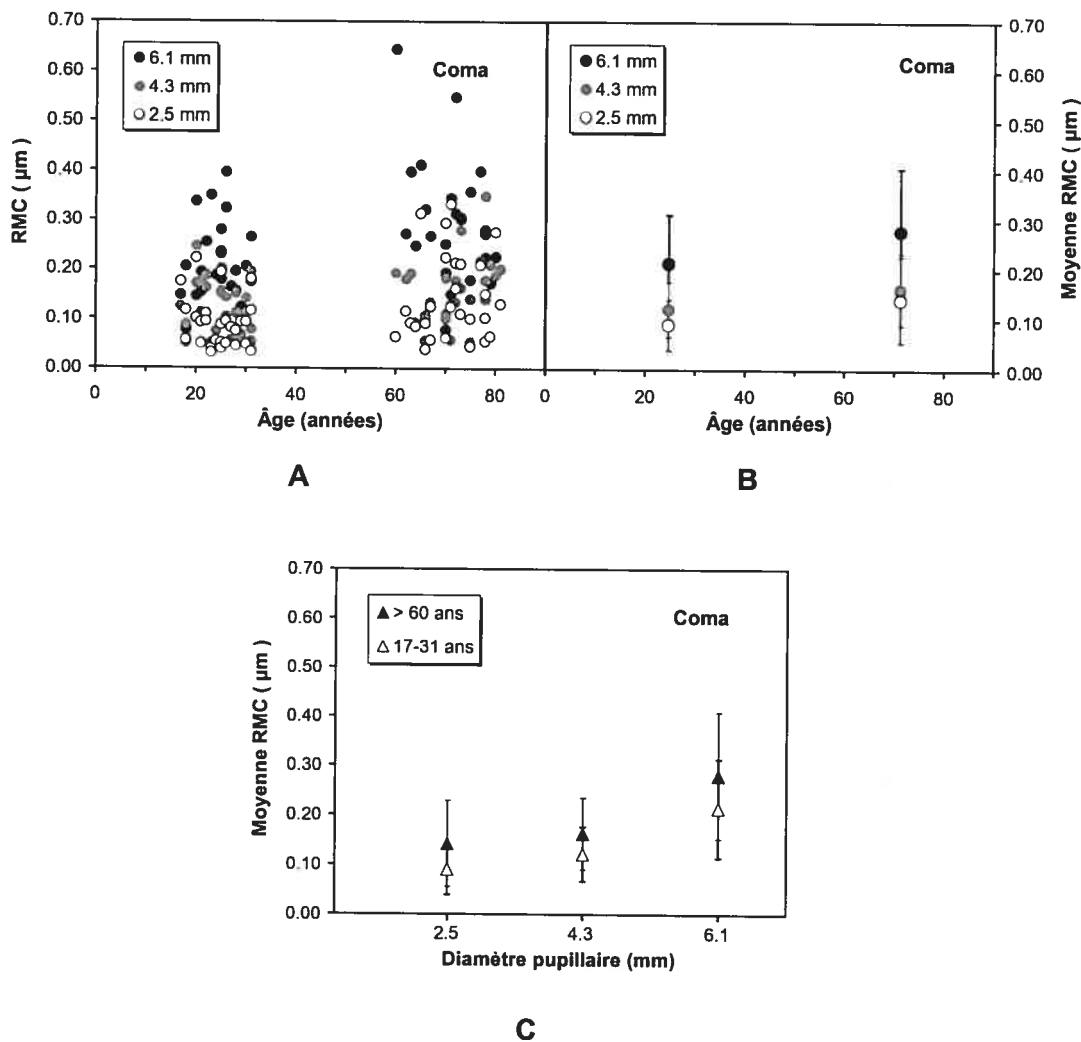


Figure 32 : Valeurs de RMC calculées pour les aberrations de type coma (coefficients Z^{-1}_3 , $Z^{-1}_{3^3}$, Z^{-1}_5 , $Z^{-1}_{5^3}$, Z^{-1}_7 et $Z^{-1}_{7^3}$). Valeurs de RMC pour chaque sujet en fonction de l'âge, calculées pour trois diamètres pupillaires différents (A). Valeurs moyennes de RMC dans chaque groupe d'âge pour les trois diamètres pupillaires étudiés (B). Les barres d'erreur représentent l'écart type. Évolution de la moyenne de la RMC en fonction du diamètre pupillaire pour les deux groupes d'âge (C).

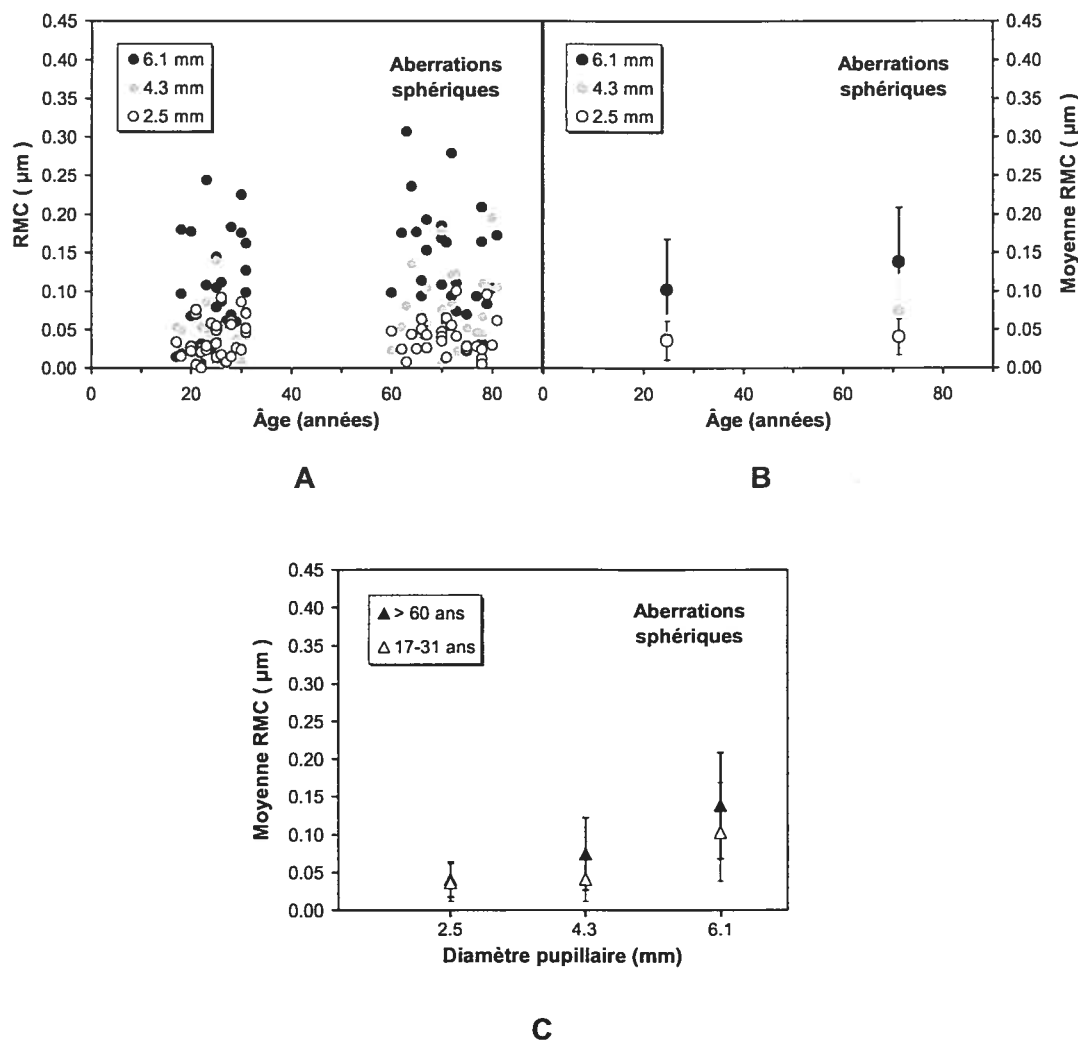


Figure 33 : Valeurs de RMC calculées pour les aberrations sphériques (Z_4^0 et Z_6^0). Valeurs de RMC pour chaque sujet en fonction de l'âge, calculées pour trois diamètres pupillaires différents (A). Valeurs moyennes de RMC dans chaque groupe d'âge pour les trois diamètres pupillaires étudiés (B). Les barres d'erreur représentent l'écart type. Évolution de la moyenne de la RMC en fonction du diamètre pupillaire pour les deux groupes d'âge (C).

Les résultats observés pour l'aberration sphérique diffèrent un peu de ce qui a été observé précédemment. Les tests faits pour les pupilles de 2.5 mm et 6.1 mm montrent qu'il n'existe aucune différence statistiquement significative entre les

groupes d'âge ($p = 0.2545$ et $p = 0.0545$ respectivement). Les différences moyennes calculées sont de $0.004 \mu\text{m}$ pour les pupilles de 2.5 mm et $0.035 \mu\text{m}$ pour les pupilles de 6.1 mm. Aucune différence dans la variation des résultats n'a été observée non plus. Seule la RMC pour le diamètre de 4.3 mm montre une différence statistiquement significative entre les deux groupes ($p = 0.0015$) et une augmentation significative de l'écart type dans le groupe de 60 ans et plus. La différence moyenne de $0.033 \mu\text{m}$ est toutefois à peine plus grande que celle calculé pour les pupilles de 6.1 mm. Les valeurs de RMC minimales et maximales calculées dans les deux groupes sont comparables. Les résultats statistiques pour ce type d'aberration sont résumés dans le tableau XIV.

L'augmentation de la valeur de la RMC est statistiquement significative entre 2.5 mm et 4.3 mm chez les 60 ans et plus ($p = 0.007$) et entre 4.3 mm et 6.1 mm dans les deux groupes d'âges ($p < 0.0001$). La variation des résultats augmente de façon significative entre 2.5 mm et 4.3 mm dans le groupe de sujets plus âgés et entre 4.3 mm et 6.1 mm chez les plus jeunes.

Coma

		<i>2.5 mm</i>	<i>4.3 mm</i>	<i>6.1 mm</i>
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.090	0.121	0.214
	<i>écart-type</i>	0.051	0.055	0.099
	<i>minimum</i>	0.032	0.037	0.049
	<i>maximum</i>	0.221	0.245	0.485
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.142	0.162	0.280
	<i>écart-type</i>	0.087	0.072	0.127
	<i>minimum</i>	0.038	0.052	0.077
	<i>maximum</i>	0.332	0.349	0.643
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.052	-0.041	-0.066
	<i>écart-type</i>	-0.036	-0.017	-0.029
	<i>minimum</i>	-0.006	-0.015	-0.028
	<i>maximum</i>	-0.111	-0.103	-0.158
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.0010	0.0222	0.0184
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.0084	0.1669	0.2011

Tableau XIII : Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations de type coma (3^e au 7^e ordre), ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F.

Aberration sphérique

		<i>2.5 mm</i>	<i>4.3 mm</i>	<i>6.1 mm</i>
Groupe contrôle (17-31 ans)	<i>moyenne</i>	0.036	0.041	0.103
	<i>écart-type</i>	0.025	0.030	0.065
	<i>minimum</i>	0.000	0.004	0.006
	<i>maximum</i>	0.092	0.140	0.244
Groupe test (60 ans et plus)	<i>moyenne</i>	0.040	0.074	0.138
	<i>écart-type</i>	0.024	0.048	0.070
	<i>minimum</i>	0.005	0.006	0.022
	<i>maximum</i>	0.100	0.194	0.307
Différence entre les groupes : groupe contrôle - groupe test	<i>moyenne</i>	-0.004	-0.033	-0.035
	<i>écart-type</i>	0.002	-0.018	-0.005
	<i>minimum</i>	-0.005	-0.002	-0.016
	<i>maximum</i>	-0.008	-0.055	-0.063
Comparaison sur l'égalité des moyennes entre les groupes (test T)		0.2545	0.0015	0.0545
Comparaison sur l'inégalité des variances entre les groupes (test F)		0.7288	0.0174	0.8815

Tableau XIV : Résumé des valeurs obtenues pour les aberrations sphériques (4^e et 6^e ordres), ainsi que les probabilités associées au test de Student (bilatéral non pairé) et au test F. Les cellules grisées indiquent les résultats qui ne sont pas statistiquement différents.

5.3.3 Tous types d'aberrations considérés

Les contributions de chaque ordre aux aberrations d'ordres supérieurs sont résumées dans le tableau XV et sont montrées à la figure 34. Les contributions des ordres aux aberrations d'ordres supérieurs ont été calculées en prenant le carré de la valeurs RMC de chaque ordre sur la valeur RMC totale (ordres 3 à 7).

La contribution des aberrations de 3^e ordre est supérieure à celle des autres ordres dans les deux groupes d'âge et pour les trois diamètres pupillaires étudiés. De façon générale, la contribution des ordres 4 et 5 est supérieure à celles des ordres 6 et 7. Toutefois, la contribution de chaque ordre ne diminue pas de façon linéaire avec l'ordre.

Les aberrations sphériques ne jouent qu'un petit rôle alors que la coma contribue grandement aux aberrations, et ce pour les deux groupes d'âge et pour tous les diamètres pupillaires. La coma contribue environ au tiers des aberrations pour un diamètre de 4.3 mm dans le groupe contrôle et augmente avec le diamètre pupillaire. La contribution des aberrations sphériques augmente peu avec le diamètre pupillaire mais est deux fois plus élevée dans le groupe contrôle que dans le groupe test pour un diamètre pupillaire de 6.1 mm.

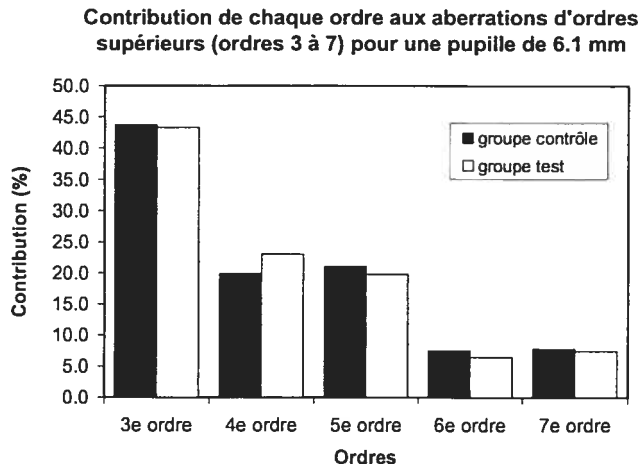
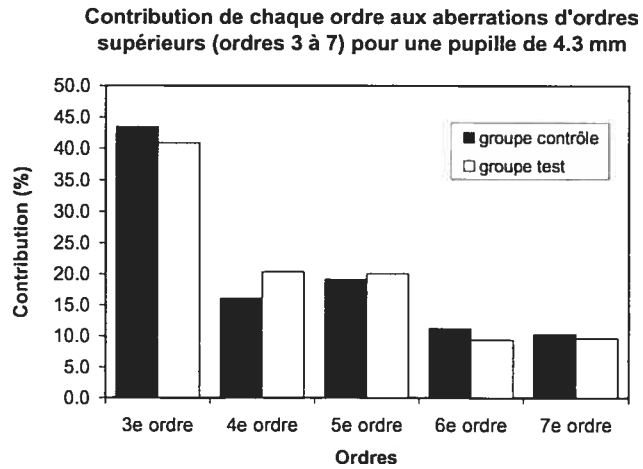
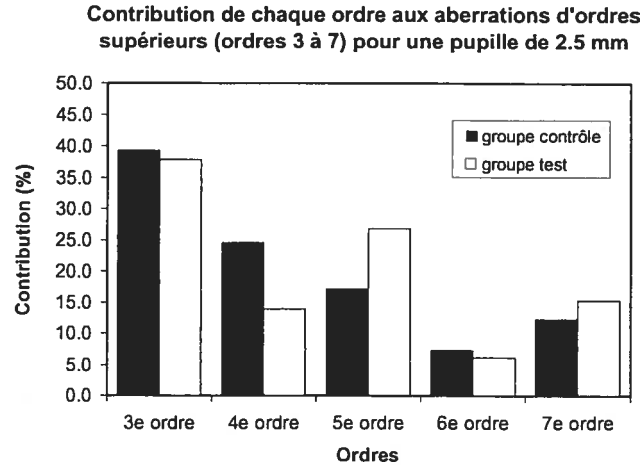


Figure 34 : Contribution de chaque ordre aux aberrations d'ordres supérieurs pour les deux groupes d'âge (17-31 ans : rectangles pleins, 60 ans et plus : rectangles vides).

Contribution (%) aux aberrations d'ordres supérieurs			
	<i>2.5 mm</i>	<i>4.3 mm</i>	<i>6.1 mm</i>
3^e ordre	39.3	43.4	43.7
	37.8	40.8	43.3
4^e ordre	24.6	16.0	19.9
	13.9	20.3	23.0
5^e ordre	17.2	19.1	21.1
	26.8	20.0	19.8
6^e ordre	7.4	11.2	7.5
	6.2	9.3	6.4
7^e ordre	12.3	10.3	7.8
	15.3	9.6	7.4
5^e à 7^e ordre	36.1	40.6	36.3
	48.3	38.9	33.6
Coma	25.8	33.1	42.7
	29.3	23.3	25.9
Aberrations sphériques	4.6	4.7	11.4
	2.3	5.7	6.6

Tableau XV : Contribution, en pourcentage, de chaque ordre ou type d'aberrations aux aberrations d'ordres supérieurs pour les deux groupes d'âge. Les cellules grises représentent les valeurs du groupe contrôle (17-31 ans) et les cellules blanches, celles des sujets âgés.

6. Discussion

6.1 Considérations sur l'échantillon

Les résultats indiquent une différence significative sur la nature des amétropies en fonction des générations. Les personnes plus âgées sont majoritairement hypermétropes alors que les plus jeunes sont plutôt myopes. Cette différence entre les deux groupes s'est révélée être statistiquement significative. Il n'y aurait cependant pas de différence significative pour la valeur de l'astigmatisme et son orientation.

Les observations faites par plusieurs auteurs [12-14] quant à l'évolution de l'astigmatisme avec l'âge ne semblent pas être confirmées dans cette étude. La valeur du cylindre (positif dans les deux groupes) et l'axe ne montrent aucune tendance de variation avec le vieillissement, même si l'axe cylindrique semble prendre une orientation verticale pour le groupe de jeunes sujets (voir figure 4). L'écart rencontré dans les résultats obtenus pour l'axe du cylindre est grand, surtout chez les personnes de 60 ans et plus, et la corrélation des résultats est faible ($r^2 = 0.0018$). La taille de l'échantillon est probablement la cause de cette différence entre les résultats retrouvés dans la littérature et les nôtres.

Finalement les résultats statistiques confirment que l'intervalle d'amétropie choisi pour l'étude n'a aucun impact sur les aberrations monochromatiques que l'on

mesure. Aucune corrélation entre l'amétropie (quantifiée par l'équivalent sphérique) et les aberrations (quantifiées par la RMC) n'a été observée dans le groupe contrôle et témoin. On peut donc conclure que les résultats ne seront pas biaisés par le niveau d'amétropie présent dans l'échantillon.

6.2 Répétabilité des mesures

6.2.1 Erreur imputable à l'utilisation du logiciel d'analyse d'images

L'erreur liée à l'utilisation du logiciel d'analyse des images est relativement négligeable. L'utilisation d'un même nombre de points dans la matrice de *Hartmann-Shack* et suivant une configuration s'approchant le plus possible d'un cercle lissé sur la pupille rend l'évaluation uniforme et tend à diminuer l'incertitude et le biais induit dans les résultats lors de cette étape.

Même si le niveau de probabilité donné par l'ANOVA donne des résultats qui sont statistiquement significatifs entre les calculs d'aberrations faits à différentes journées, l'écart type calculé entre les journées est petit. Il ne semble pas y avoir de phénomène d'apprentissage de l'utilisation du logiciel; les valeurs de RMC calculées ne baissent ni n'augmentent avec le temps. La variation des résultats paraît plutôt aléatoire d'un jour à l'autre. L'erreur induite par l'utilisation du logiciel

vient principalement du jugement de l'utilisateur et des critères subjectifs qui peuvent être différents d'une journée à l'autre. Toutefois, ces fluctuations dans les critères d'analyse affectent peu les résultats et devraient affecter les résultats de tous les sujets de façon égale, peu importe le groupe d'âge auquel appartient le sujet. L'erreur induite par l'utilisation du logiciel ne devrait donc pas modifier les écarts observés entre les groupes d'âge et les conclusions que l'on pourrait tirer d'une étude de population. En se rapportant aux tableaux BI à BVI, on peut voir que même l'écart type total calculé pour chaque type de RMC est beaucoup plus petit que l'écart observé entre les deux groupes d'âge (tableaux VI à XIV). On peut donc négliger ce facteur comme cause d'erreur et de variabilité.

6.2.2 Erreur observée sur des mesures répétées sur un même sujet

On peut affirmer que le fait de retirer ou non la tête de la mentonnière n'influence pas les aberrations calculées. Les écarts type calculés pour la série de mesure A (celle où le sujet ne retirait pas sa tête entre les mesures) sont comparables à ceux calculés lorsque le sujet se retirait de la mentonnière entre les mesures et qu'un réalignement était fait. La variabilité des résultats est donc la même, pour les deux sujets, peu importe la méthode utilisée (réalignement ou non). Seules les valeurs moyennes de RMC des aberrations d'ordres supérieurs sont statistiquement différentes pour le sujet 2 (voir tableau II). La cause de cette différence serait probablement liée à des changements physiologiques au cours de la session

expérimentale et entre les deux séries de mesures plutôt qu'à un mauvais alignement ou à l'utilisation de la mentonnière. De plus, la différence entre les deux séries de mesures est relativement petite ($0.041 \mu\text{m}$ – voir tableau II), plus petite que la différence trouvée entre les deux groupes d'âge pour le même type d'aberrations et pour le même diamètre (voir tableau VI).

Cheng et coll. [86] concluent, dans leur étude sur la validité des mesures faite par un dispositif de *Hartmann-Shack*, que le fait d'utiliser une mentonnière plutôt qu'une empreinte dentaire ne modifie pas de façon significative la variabilité des résultats. L'écart type que ces auteurs obtiennent (aberrations du 3^e ordre et 4^e ordre calculées pour un diamètre pupillaire de 6 mm) en utilisant une mentonnière est de $0.015 \mu\text{m}$ lorsque les mesures sont faites sur un même sujet, le même jour, à quelques minutes d'intervalle. Toutefois, l'écart type global (sur l'ensemble de leurs sujets) qu'ils rapportent lors de leurs mesures faites à quelques minutes d'intervalle est de $0.018 \mu\text{m}$. L'écart type obtenu pour un diamètre de 6.1 mm et pour les aberrations de 3^e et 4^e ordres dans notre étude est de $0.019 \mu\text{m}$ (non rapporté dans le tableau II), ce qui est comparable au leur. Cheng et col. évaluent de plus que la rotation de l'œil doit être d'environ 3.5° pour avoir une influence sur les aberrations mesurées. Une telle rotation ou changement de direction du regard est peu probable et facilement repérable avec le système de visualisation de la pupille utilisé dans notre dispositif. Les résultats obtenus par Davies et col. [87] semblent aussi supporter l'idée que l'utilisation d'une empreinte dentaire, si l'alignement n'est pas fait de façon précautionneuse,

peut aussi induire des différences notables et statistiques dans les aberrations calculées sur un même sujet.

De façon générale, l'alignement ne variait pas beaucoup entre les mesures, que le sujet ait retiré sa tête de la mentonnière ou non. On pourrait aussi spéculer sur l'utilisation de l'empreinte dentaire; cette dernière ne devrait pas nécessairement assurer une moins grande variabilité sur des mesures répétées. Le flash lumineux du laser crée une post-image qui peut réduire la visibilité de la cible. Le sujet, sans s'en rendre compte, peut donc changer la direction de son regard. Si les mesures sont faites dans un court délai, la post-image peut ne pas s'être totalement dissipée et peut continuer d'affecter la visibilité de la cible. L'empreinte dentaire, même si elle empêche le sujet de modifier la position de sa tête, ne peut empêcher le sujet de changer la direction de son regard.

L'instabilité du film lacrymal aurait aussi pu faire augmenter la variabilité des résultats obtenus dans la série de mesures où le sujet restait en place entre les mesures. Malgré les directives incitant à cligner normalement des yeux entre les mesures, certains sujets auraient pu avoir tendance à fixer trop longtemps la cible dans le but de ne pas la perdre de vue. La lumière infra rouge qui permet de visualiser la pupille et de s'assurer de l'alignement du sujet aurait aussi pu assécher plus vite l'œil du sujet si celui-ci ne se retirait pas entre les mesures. Ce problème peut aussi être rencontré lorsqu'on utilise une empreinte dentaire et que le sujet doit rester en place pour plusieurs mesures.

On peut conclure que l'utilisation de la mentonnière est tout à fait justifiable. L'alignement des sujets doit toutefois être fait précautionneusement, peu importe la méthode de stabilisation utilisée lors des mesures. L'alignement des sujets, dans cette étude, comporte une marge d'erreur acceptable.

De façon générale, les facteurs étant les plus susceptibles de faire varier les résultats seraient la stabilité du film lacrymal et l'alignement des sujets.

Lorsque Thibos et Hong [88] ont testé la stabilité du film lacrymal dans leur étude sur les applications cliniques du dispositif de *Hartmann-Shack*, ils ont observé une grande variabilité des aberrations intra et inter sujet. Ils ont de plus noté une différence entre les aberrations monochromatiques trouvées avant et après la rupture du film lacrymal chez un même sujet. Thibos et col. [89] ont aussi observé une grande réduction dans la FTM pour un large intervalle de fréquences spatiales. Cette différence vient probablement principalement de l'amincissement et du profil irrégulier du film lacrymal [90, 91] mais un changement de son indice de réfraction et un changement dans la couche des cellules épithéliales pendant l'assèchement des yeux pourraient aussi avoir une influence sur le taux d'aberrations rencontrées (Tutt et col. [90]).

Les sujets participant à notre étude ont été encouragés à cligner des yeux normalement tout au long de la procédure d'alignement afin d'éviter la rupture du film lacrymal. Cette précaution était d'autant plus nécessaire que la lampe infrarouge utilisée à des fins de visualisation de la pupille pouvait assécher l'œil du

sujet malgré son utilisation sécuritaire. Ainsi d'une mesure à l'autre, l'épaisseur et le profil du film lacrymal pouvaient changer. L'utilisation de larmes artificielles aurait toutefois pu diminuer cet effet.

L'alignement des sujets pourrait éventuellement influencer de façon non négligeable les résultats obtenus. L'alignement du sujet est tributaire de sa capacité à bien fixer son attention sur la cible et au jugement de celui qui l'aligne. De plus, la source infra rouge était placée du côté gauche du sujet. L'œil gauche était un peu mieux éclairé, donc un peu plus facile à visionner à l'écran. L'intensité de l'image pupillaire des sujets ne portant pas de correction était aussi un peu plus marquée. Les lunettes pouvaient couper une partie du signal lumineux. Les mesures faites avec des montures d'essais s'avérèrent ainsi impossibles car la monture des lunettes était trop épaisse et la surface de la lentille trop petite. La pupille du sujet n'était pas visible à l'écran. Toutefois, un seul sujet dans l'étude devait porter des montures d'essais. Dans ce seul cas, on a dû faire entièrement confiance à l'habileté du sujet à se centrer sur la cible du montage permettant aux sujets de fixer leur attention. De grandes précautions ont été prises afin d'aligner le mieux possible tous les sujets mais ce facteur demeure un de ceux pouvant affecter le plus la variabilité des résultats.

La réflectivité non uniforme de la rétine pourrait aussi influencer la variabilité des résultats. Ce bruit est probablement causé par le grain de la mosaïque des photorécepteurs, la variation de la réflectivité des photorécepteurs individuels et la variation de réflectivité des couches rétinienne devant et derrière les

photorécepteurs [76]. Les artéfacts causés par la réflectivité des photorécepteurs ne peuvent pas être évités mais ils affecteraient probablement tous les sujets plus ou moins de la même façon.

Si les résultats obtenus sont strictement comparés à ceux obtenus par Cheng et col. [86], on peut conclure que le dispositif utilisé dans notre étude est fiable et que la reproductibilité de nos résultats est satisfaisante. Selon ces derniers, 72 % de la variabilité serait imputable à l'œil (fluctuations de l'accommodation, du film lacrymal et du mouvement de l'œil) plutôt qu'au dispositif. Les écarts type obtenus pour chaque RMC et pour un même sujet sont plus petits que les écarts trouvés entre les deux groupes d'âge. On peut conclure que le dispositif de *Hartmann-Shack* utilisé est suffisamment fiable pour mener une étude de population.

6.3 Effet de l'âge sur les aberrations

6.3.1 Analyse des coefficients de Zernike

Que les résultats aient été analysés par groupe d'âge ou en considérant l'ensemble des sujets, peu de coefficients individuels se sont avérés statistiquement différents de zéro. La grande variabilité inter-individuelle est la principale cause. Chaque coefficient du polynôme de Zernike a autant de chances d'avoir une valeur positive ou négative par individu, rendant la moyenne calculée

sur un groupe d'individus presque égale à zéro [83]. La majorité des études sur les aberrations monochromatiques confirme la grande variabilité des coefficients rencontrés dans une population normale (exempte de pathologie oculaire) [83-86, 92, 93].

La variabilité des coefficients individuels diminuerait toutefois avec l'ordre radial selon Thibos et col. [83]. Si on considère l'écart type comme indice de variabilité, on peut observer une baisse graduelle de la variabilité des coefficients individuels dans nos deux groupes d'âge. Toutefois, le coefficient Z_5^{-5} (astigmatisme pentagonal vertical) semble toutefois être relativement plus variable que ceux du même ordre radial dans le groupe de sujets âgés, et ce, pour les trois diamètres pupillaires considérés.

Les rares coefficients individuels qui sont statistiquement différents de zéro ne sont par ailleurs pas les mêmes selon toutes les études. Pour un diamètre pupillaire de 6.1 mm, les coefficients différents de zéro sont Z_5^1 , Z_6^0 et Z_6^2 chez nos sujets de 17 à 31 ans et Z_3^{-3} , Z_3^1 et Z_7^{-5} chez nos sujets âgés. Aucun coefficient d'ordre pair n'est différent de zéro dans ce dernier groupe. En considérant l'ensemble des sujets de l'étude, soit 54, les coefficients statistiquement différents de zéro (Z_3^{-3} , Z_3^1 , Z_3^3 , Z_5^1 et Z_7^{-5}) demeurent principalement des coefficients d'ordres impairs. Pour un diamètre pupillaire semblable (6 mm) mais sur des pupilles non dilatées, Cheng et col. [86] ont rapporté que seuls les coefficients d'ordres supérieurs Z_3^1 , Z_3^3 , Z_4^0 , Z_4^2 étaient différents de zéro dans leur échantillon. Leur étude des aberrations arrête au 4^e ordre. Il est donc impossible de savoir s'ils avaient trouvé

des différences significatives pour les coefficients d'ordre 5 à 7. Pour le même diamètre pupillaire, mais en pupilles dilatées, Thibos et col. [83] rapportent que les coefficients qui sont différents de zéro seraient Z_4^{-4} , Z_4^{-2} , Z_4^0 . La différence entre les études mentionnées plus haut et la nôtre vient probablement du fait que dans la plupart des cas, l'intervalle d'âge est très grand [84, 86] ou l'intervalle d'amétropie est moins bien contrôlé [83, 84].

Toujours selon Thibos et col [83], les composantes qui joueraient un rôle prédominant dans la différenciation des aberrations d'ordres supérieurs entre individus seraient, en ordre d'importance, la coma verticale (Z_3^{-1}) et horizontale (Z_3^1), l'aberrations sphérique primaire (Z_4^0) et l'astigmatisme triangulaire (Z_3^{-3} et Z_3^3). Il est à noter que les composantes qu'ils jugent importantes, sauf l'aberration sphérique, ne se sont pas avérées statistiquement différente de zéro dans leur étude. Ces composantes sont néanmoins presque toutes d'ordre impair. Finalement, Z_3^{-1} , Z_3^1 et Z_4^0 seraient les coefficients d'ordres supérieurs qui contribuent le plus aux aberrations (pour un diamètre pupillaire naturel de 5.7 mm) selon Porter et col. [84]. Pour un diamètre pupillaire de 6.1 mm, nous retrouvons les coefficients Z_3^1 et Z_3^3 chez nos jeunes et Z_3^{-3} , Z_3^{-1} et Z_3^1 chez nos sujets plus âgés parmi les coefficients qui contribuent le plus aux aberrations dans notre étude.

Les différences entre les différentes études au niveau des diamètres pupillaires et des ordres considérés rendent les comparaisons difficiles. Pour un diamètre pupillaire de 6.1 mm, nous obtenons quelques coefficients d'ordre 6 et 7 qui sont

statistiquement différents de zéro mais les études menées par Porter et col. [84] et par Cheng et col. [86] arrêtent leurs analyses au 5^e ordre et 4^e ordre respectivement. Une des différences entre notre étude et celles des autres est l'absence du coefficient Z_4^0 dans les coefficients statistiquement différents de zéro. Encore une fois, l'intervalle d'amétropie très restreint de notre étude diminue peut-être l'impact que pourrait avoir ce biais sur les aberrations sphériques, en particulier celle du 4^e ordre, de même que les autres aberrations d'ordres pairs. De plus, le fait d'utiliser un agent paralysant l'accommodation, réduit probablement encore davantage la contribution de certains types de coefficients, en particulier les coefficients présentant l'aberration sphérique. Il est toutefois intéressant de constater que l'aberration sphérique de 6^e ordre est différente de zéro dans le groupe contrôle lorsque les diamètres pupillaires de 4.3 mm et 6.1 mm sont considérés. L'optique périphérique semblerait donc d'avantage affectée par l'aberration sphérique. Dans les deux groupes d'âge, l'optique centrale serait donc moins atteinte par les aberrations sphériques. L'aberration sphérique d'ordre 6 aurait donc une valeur positive chez les plus jeunes sujets alors qu'elle serait nulle chez les personnes du troisième âge. On pourrait croire qu'un changement du profil périphérique de la cornée et/ou du cristallin, de même que la diminution de la profondeur de la chambre antérieure [10, 16, 18] seraient les causes de la présence significative de l'aberration sphérique de 6^e ordre chez les sujets âgés. Toutefois, aucune différence significative n'a été observée pour ce coefficient entre les deux groupes d'âges.

La majorité des coefficients qui sont statistiquement différents de zéro sont des coefficients d'ordres impairs. Dans le cas des pupilles dilatées pharmacologiquement, le centre géométrique de la pupille bouge probablement moins que dans le cas des pupilles qui ne le sont pas. Le réflexe de contraction de la pupille pendant la mesure fait déplacer le centre géométrique de la pupille entraînant un alignement différent, d'une mesure à l'autre, des dioptries par rapport au faisceau incident. Si les calculs d'aberrations sont faits par rapport au centre géométrique de la pupille plutôt que par rapport au centre qui minimise les aberrations, la variation des résultats peut devenir suffisamment grande pour empêcher les coefficients d'ordres impairs et les aberrations de type coma d'atteindre un niveau de signification statistique. Ce facteur pourrait expliquer le nombre important de coefficients d'ordres impairs différents de zéro obtenus dans notre étude.

Bien que quelques coefficients individuels soient significatifs, leur valeur n'est pas nécessairement statistiquement différente entre les deux groupes d'âge. Ces coefficients démontreraient peut-être une stabilité dans le temps. Bien que la plupart des études semblent s'entendre sur la contribution des aberrations prédominante des aberrations de type coma de troisième ordre et sur l'aberration sphérique d'ordre 4, elles n'arrivent toutefois pas à un consensus ferme sur la signification des coefficients. La grande variabilité de chacun des coefficients individuels d'ordres supérieurs semble empêcher des études vraiment concluantes en ce qui concerne leur évolution avec l'âge, telle que celle menée par Calver et

col. [66]. L'augmentation des aberrations monochromatiques ne serait donc réellement apparente qu'en combinant les aberrations par ordre ou par type.

6.3.2 Analyse de la RMC

Les valeurs moyennes des aberrations de chaque ordre ne diminuent pas de façon monotone avec l'ordre radial (voir figure 34). Toutefois, le troisième ordre demeure l'ordre qui contribue le plus aux aberrations d'ordres supérieurs, et ce pour tous les diamètres pupillaires et pour les deux groupes d'âges. Cette observation infirme l'hypothèse de l'équipe de Calver qui voudrait que les aberrations de quatrième ordre soient les principales responsables de l'augmentation des aberrations d'ordres supérieurs avec l'âge [66]. Du quatrième ordre jusqu'au septième ordre, les aberrations d'ordres impairs montrent une contribution à peu près égale ou quelques fois plus grande que celle des ordres pairs qui les précèdent. Les aberrations paires auraient donc un impact plus faible que les aberrations impaires sur les différences qu'on trouve entre les groupes d'âges.

De façon générale, les aberrations sont significativement plus élevées chez les sujets de 60 ans et plus et l'écart entre les groupes d'âge augmente avec le diamètre pupillaire.

6.3.2.1 Aberrations d'ordres 3 à 7

Une différence significative a été mesurée entre nos deux groupes d'âge pour la RMC représentant les aberrations d'ordres supérieurs. L'écart type le plus grand calculé pour ce type d'aberrations sur des mesures répétées est de $0.012 \mu\text{m}$. Cette valeur représente les variations normales qu'on pourrait mesurer sur un même sujet, à quelques minutes d'intervalles. Cette marge d'erreurs inclut l'alignement du sujet et le bruit biologique. Comme cette marge d'erreur, ou estimation de la variabilité des mesures, est plus petite que les écarts type mesurés dans les deux groupes ($0.120 \mu\text{m}$ chez les 17-31 ans et 0.162 chez les 60 ans et plus) ainsi que la différence mesurée entre les moyennes des deux groupes d'âge ($0.169 \mu\text{m}$), on peut affirmer que les résultats indiquent bel et bien une différence significative entre les groupes d'âge en ce qui a trait aux aberrations d'ordres supérieurs et ce, malgré la variabilité inter et intra sujets.

Cette observation confirme la corrélation entre l'âge et les aberrations de ce type rapportées par d'autres études [68, 72, 73].

6.3.2.2 Aberrations de 3^e ordre

L'écart type le plus grand mesuré pour les mesures répétées sur un même sujet portant sur la valeur de RMC des aberrations de troisième ordre est de $0.028 \mu\text{m}$. Cette valeur, bien que plus grande que celle observée pour les aberrations d'ordres supérieurs, est plus petite que la différence mesurée entre les deux groupes d'âge ($0.110 \mu\text{m}$). L'écart type représentant la variabilité intra sujet est

aussi plus petit que l'écart type mesuré dans chacun des groupes. On peut donc affirmer que la différence observée entre nos groupes d'âge pour la valeur de la RMC représentant les aberrations de troisième ordre est statistiquement significative malgré la variabilité intra et inter sujet, confirmant ainsi les corrélations trouvées par Brunette et col. [73].

Calver et col. [66] ainsi que McLellan et col. [68] n'ont toutefois pas trouvé de corrélation entre l'âge et les aberrations de 3^e ordre. Dans les deux cas, le nombre peu élevé de sujets peut être en cause. La méthode utilisée par l'équipe de McLellan pour mesurer les aberrations est subjective et demande une longue période d'attention et de concentration de la part des sujets sur lesquels on mesure les aberrations alors que cette exigence n'existe pas avec la méthode utilisant le dispositif de *Hartmann-Shack*. Ce facteur peut faire augmenter la variabilité des résultats et cacher une corrélation entre l'âge et les aberrations qui pourrait, en réalité, être significative. De plus, la méthode utilisée par ces chercheurs peut sous échantillonner le front d'onde. Dans cette méthode (*spatially resolved refractometer*), seulement 37 points, sur une pupille de 7.32 mm de diamètre, servent à faire la reconstruction du front d'onde et à déterminer des aberrations. Le dispositif de *Hartmann-Shack* utilisé dans notre étude permet d'obtenir 233 points pour faire la reconstruction du front d'onde et le calcul des aberrations pour un diamètre pupillaire de 6.1 mm. De cette façon, une plus grande précision sur l'évaluation des coefficients de Zernike et sur les aberrations présentes peut être obtenue et se refléter dans les résultats.

6.3.2.3 Aberrations de 4^e ordre

La variabilité intra sujet pour les valeurs de RMC des aberrations de quatrième ordre est plus petite que celle trouvée pour les aberrations de troisième ordre. L'écart type représentant cette variabilité (0.022 μm) est plus petit que ceux mesurés à l'intérieur de chacun des groupes d'âge (0.070 μm pour les plus jeunes et 0.106 μm pour les 60 ans et plus) et il est aussi plus petit que la différence mesurée entre les valeurs moyennes de RMC des deux groupes d'âge (0.093 μm). Encore une fois, on peut confirmer la corrélation entre l'âge et les aberrations du 4^e ordre observée par McLellan et col. [68] et Brunette et col. [73]. Le nombre de sujet pourrait, encore une fois, être à l'origine du manque de corrélation entre l'âge et les aberrations de quatrième ordre rapporte par Calver et ses collaborateurs [66]. Sans n'avoir pu trouver d'augmentation significative des aberrations de quatrième ordre avec l'âge, ces derniers ont toutefois observé que les valeurs des coefficients de quatrième ordre étaient, de façon générale, plus élevées que celle mesurées pour le troisième ordre. Les chercheurs font donc l'hypothèse que les aberrations de quatrième ordre seraient les aberrations contribuant le plus aux aberrations d'ordres supérieurs. Cette hypothèse va toutefois à l'encontre d'autres études qui soutiennent que la contribution des coefficients diminue avec l'ordre radial [84, 85, 92]. Nos résultats, représentés à la figure 34, montrent que les aberrations de troisième ordre sont celles qui contribuent le plus aux aberrations d'ordres supérieurs. Ceci infirme donc l'hypothèse faite par Calver et ses collaborateurs.

6.3.2.4 Aberrations d'ordres 5 à 7

Le plus grand écart type représentant la variabilité intra sujets est de $0.029 \mu\text{m}$. Cette valeur est inférieure à la différence entre les valeurs moyennes de RMC mesurée entre les deux groupes d'âge pour le même type d'aberrations ($0.093 \mu\text{m}$). Elle est aussi plus petite que l'écart type des deux groupes d'âges ($0.114 \mu\text{m}$ chez les 17-31 ans et $0.132 \mu\text{m}$ chez les sujets âgés). On peut donc affirmer que les aberrations d'ordres 5 à 7 sont statistiquement plus élevées chez les sujets âgés et ce, malgré la variabilité inter et intra individuelle. Cette observation confirme la corrélation entre l'âge et les aberrations du même ordre observée par McLellan et col [68].

6.3.2.5 Coma

La contribution des aberrations de type coma reste relativement constante avec le diamètre pupillaire chez les personnes de 60 ans et plus alors qu'elle augmente avec le diamètre pupillaire chez les 17-31 ans. Les aberrations de type coma contribuent à plus du quart des aberrations d'ordres supérieurs dans le groupe test. Cette contribution est toutefois supérieure au tiers des aberrations d'ordres supérieurs pour un diamètre pupillaire de 6.1 mm chez les 17-31 ans. On pourrait croire que la contribution importante des aberrations de type coma chez les plus jeunes sujets pourrait masquer les différences entre les groupes d'âge et donner des différences entre groupes non significatives. Toutefois la différence entre les valeurs moyennes de RMC pour la coma des deux groupes d'âge est statistiquement significative pour tous les diamètres pupillaires. La variabilité intra

sujet ($0.033 \mu\text{m}$) est plus grande pour les aberrations de type coma que celles rapportées pour les différents ordres. Malgré cela, la variabilité intra sujet pour la coma demeure inférieure à la variabilité mesurée par l'écart type à l'intérieur des deux groupes ($0.099 \mu\text{m}$ et $0.127 \mu\text{m}$ pour les 17-31 ans et pour les sujets âgés respectivement). Elle est aussi deux fois plus petite que la différence observée entre les moyennes des deux groupes. Seuls Amano et col. [74] qui utilisent un dispositif de *Hartmann-Shack* commercial, semblent observer une corrélation positive significative entre l'âge et la coma (considérant les ordres 3 et 5) sur un diamètre pupillaire de 6 mm. L'équipe de McLellan [68] ne trouve aucune corrélation significative entre la coma (ne considérant que la coma de troisième ordre) et l'âge pour un diamètre pupillaire de 7.32 mm. Calver [66] et ses collaborateurs ne trouvent pas de différence significative entre leurs groupes d'âge pour la coma horizontale calculée pour des diamètre pupillaire de 4 mm et 6 mm, malgré la présence dominante de ces aberrations chez tous leur sujets. Encore une fois, le petit nombre de sujets pourrait être en cause dans le cas des deux études n'observant pas de corrélation entre l'âge et la coma. Le montage utilisé dans cette étude et celui de l'équipe d'Amano sont peut-être plus précis au niveau de l'échantillonnage du front d'onde que celui utilisé par l'équipe de McLellan. De plus, McLellan et Calver ne considèrent que la coma de troisième ordre. La contribution des coma de cinquième et de septième ordre ne sont peut-être pas négligeables, ce qui expliquerait les différents résultats rencontrés entre équipes de recherche.

6.3.2.6 Aberrations sphériques

La différence entre les groupes semble en général trop petite pour être significative dans le cas de l'aberration sphérique lorsque seule la région centrale oculaire est considérée. Les aberrations sphériques du cristallin deviennent de moins en moins négatives avec l'âge [32, 65] alors que celles de la cornée n'augmentent pas de façon significative selon certains chercheurs [3, 75]. La perte de compensation entre l'optique interne et la cornée reportée par Artal et col. [72] pourrait donc être attribuable à un changement plus prononcé des courbures du cristallin en périphérie. Glasser et Campbell avait d'ailleurs remarqué que l'aberration sphérique du cristallin augmente avec le diamètre de la région considérée [32]. Selon ces derniers, une grande partie des aberrations sphériques qu'ils mesurent sur des cristallins *in vitro* diminuerait de façon considérable si seule la partie exposée du cristallin (partie non recouverte par l'iris dans un œil *in vivo*) était considérée. Cette observation expliquerait peut-être le manque de différence significative entre nos deux groupes d'âge pour un petit diamètre pupillaire (2.5 mm) et une différence significative entre nos groupes d'âges lorsque le diamètre pupillaire considéré est plus grand (4.3 mm).

La contribution des aberrations sphériques aux aberrations totales semble augmenter chez les plus jeunes avec le diamètre pupillaire. Toutefois sa contribution reste modeste. Contrairement à plusieurs autres études [83-86], l'aberration sphérique primaire (Z_4^0) ne s'est pas avérée statistiquement différente de zéro dans notre étude. Seule l'aberration sphérique secondaire (Z_6^0) l'est chez

les plus jeunes mais sa valeur est très petite (voir figure 27). La hausse des aberrations sphériques avec le diamètre pupillaire est accompagnée d'une augmentation de la variabilité des résultats. Les petites valeurs d'aberrations sphériques rencontrées chez tous nos sujets, de même que la variabilité des résultats (inter sujet et inter groupes) semblent indiquer que la différence observée entre nos groupes d'âge n'est pas significative pour ce type d'aberrations lorsque de grands diamètres pupillaires sont considérés. Cette conclusion confirme le manque de différence statistique notée entre deux groupes d'âges par Calver [66]. Toutefois, McLellan et Amano ont observé une corrélation entre l'âge et l'aberrations sphérique de 4^e ordre (McLellan [68]) et l'aberrations sphérique totale (4^e et 6^e ordres – Amano [74]). Leurs résultats montrent toutefois une grande variabilité et les valeurs rapportées sur l'aberrations sphériques sont relativement petites. On peut donc croire que leurs résultats ne seraient plus statistiquement significatifs s'ils avaient divisé leur échantillon en groupe d'âge et avaient comparé les valeurs entre groupe plutôt que de faire une analyse de régression. La variabilité des résultats aurait peut-être fait en sorte qu'aucune différence significative n'aurait pu être démontrée entre leurs groupes d'âges.

Conclusion

Le dispositif de Hartmann-Shack offre la possibilité de mesurer les aberrations monochromatiques de l'œil de façon objective. Le dispositif s'est avéré fiable et les mesures sont répétables. Les différences qui peuvent paraître entre les mesures pour un même sujet sont physiologiques et ne peuvent être totalement éliminées. L'alignement du sujet qui reste relativement subjectif, la réflectivité irrégulière de la rétine et le volume du film lacrymal sont les principales causes de variabilité interne des résultats et sont inévitables.

L'étude de l'évolution des aberrations monochromatiques oculaires vient légitimement des observations faites sur les nombreux changements physiologiques qui surviennent, au niveau des paramètres oculaires, avec la sénescence (changement de courbure du cristallin, de la cornée et changement de dimensions du cristallin et de la chambre antérieure), ainsi que des observations faites sur la baisse de sensibilité de contraste.

L'étude de l'évolution des coefficients individuels du polynôme de Zernike en fonction de l'âge s'avère insatisfaisante; en effet, la variabilité des résultats, inhérente aux variations biologiques chez tous les individus, rend l'analyse statistique par coefficients non concluante. Presque tous les coefficients, ayant des chances égales d'être de signe positif ou négatif, font tendre leur moyenne vers une valeur nulle. Les études qui ont tenu à rapporter les résultats obtenus sur

chaque coefficient ne concordent pas sur ceux qui seraient statistiquement différents de zéro ou ceux qui auraient une plus grande influence sur les aberrations mesurées. Afin de pouvoir prévoir l'évolution des chaque coefficient avec le temps, il faudrait plutôt se tourner sur des études de cohorte où les sujets auraient vraiment les mêmes caractéristiques (même âge, même degré d'amétropie évoluant de la même façon au fil des ans). La caractérisation des coefficients individuels semble donc impossible.

Par contre, l'étude des aberrations de même type atteint des niveaux plus significatifs malgré les variabilités intra et inter sujet rencontrées dans tous les groupes d'âge. De façon générale, l'augmentation des aberrations monochromatiques avec la sénescence serait attribuable à la perte de compensation entre l'optique interne et la cornée. Les changements connus du cristallin (épaississement, diminution de la courbure des faces, modification du profil d'indice de réfraction) seraient probablement les principaux responsables de la rupture de compensation entre l'optique interne et la cornée. La décompensation liée aux changements physiologiques serait plus importante en périphérie du système optique et affecterait davantage la qualité visuelle lorsque de grands diamètres pupillaires sont considérés. Cette hypothèse expliquerait les différences non significatives enregistrées entre les deux groupes d'âges lorsque de petits diamètres pupillaires sont étudiés.

Cette étude a permis de mettre en évidence le rôle important des aberrations monochromatiques d'ordres supérieurs à deux dans la diminution de la qualité

optique de l'œil humain au fil des ans. En effet, la contribution des aberrations du troisième au septième ordre est prédominante chez les sujets de 60 ans et plus. Une grande contribution des ordres impairs aux aberrations d'ordres supérieurs fut observée peu importe l'âge. Ces aberrations asymétriques seraient possiblement liées à la rupture ou à l'instabilité du film lacrymal qui créerait de petites déformations locales du profil cornéen. Le volume et la stabilité du film lacrymal chez les personnes âgées étant plus faibles, les aberrations d'ordres impairs et d'ordres supérieurs verraient leur valeur augmenter.

L'évolution des aberrations monochromatiques avec l'âge est donc confirmée et mise en évidence par les différences observées dans cette étude de populations. Il faut toutefois se souvenir que la plupart des études, y compris celle-ci, sont faites en pupille dilatées et cyclopiégées. Si les mêmes mesures étaient faites en condition naturelle, le miosis sénile et la plus grande tolérance au défaut de mise au point chez les personnes âgées aurait probablement pour effet de diminuer les aberrations monochromatiques qu'on pourrait mesurer. Les différences mesurées entre groupes d'âge s'estomperaient peut-être suffisamment pour éliminer toute différence statistique.

Quelques études récentes ont aussi démontré que toutes les aberrations n'étaient pas nécessairement égales [94-96] et que pour un niveau donné de RMC, certaines combinaisons d'aberrations pouvaient diminuer la qualité optique plus que d'autres [94-98]. La RMC offre la possibilité de rapporter les aberrations de façon quantitative et objective mais ne donne toutefois pas la possibilité

d'apprécier la qualité de l'image, telle que nous la percevons. En comparant, chez nos sujets, différentes combinaisons d'aberrations qui auraient été susceptibles d'avoir un impact négatif sur la qualité visuelle, les résultats obtenus entre nos groupes d'âge auraient peut-être permis de confirmer ou d'infirmer l'hypothèse selon laquelle l'optique de l'œil joue un rôle important dans la baisse de performance visuelle chez les personnes âgées.

Finalement, cette modification des aberrations monochromatiques avec l'âge pourrait aussi avoir un impact sur les résultats à long terme des chirurgies réfractives traditionnelles et des chirurgies réfractives « personnalisées » qui visent à éliminer toutes les aberrations du patient. Le profil irrégulier de la cornée qui résulte de ce dernier type de chirurgie, combiné aux changements physiologiques liés au vieillissement, pourraient éventuellement induire plus d'aberrations irrégulières et d'aberrations d'ordres supérieurs. La combinaison d'aberrations résultant du profil cornéen irrégulier et du vieillissement des composantes optiques de l'œil pourrait aussi diminuer la performance visuelle et amener plus de problèmes que de bénéfices quelques années suivant une telle chirurgie.

Bibliographie

1. Kiely PM, Smith G, Carney LG. The Mean Shape of Human Cornea. *Opt Acta*. 1982;29:1027-1040.
2. Kiely PM, Smith G, Carney LG. Meridional Variations of Corneal Shape. *Am J Optom Physiol Opt*. 1984;61:619-626.
3. Oshika T, Klyce SD, Applegate RA. et Howland HC. Changes in Corneal Wavefront Aberrations with Aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1999; 40:1351-1355.
4. Guirao A, Redondo M, Artal P. Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am (A)*. 2000;17:1697-1702.
5. Dubbelman M, Weeber HA, Van der Heijde RGL, Völker-Dieben HJ. Radius and asphericity of the posterior corneal surface determined by corrected Scheimpflug photography. *Acta Ophthalmol Scand*. 2002;80:379-383.
6. Löpping B, Weale RA. Changes in Corneal Curvature Following Ocular Convergence. *Vision Res*. 1965;5:207-215.
7. Saunders H. Corneal Power and Visual Error. *Ophthalmic Physiol Opt*. 1982;2:37-45.
8. Korentz JF, Kaufman PL, Neider MW et Goeckner PA. Accommodation and Presbyopia in the Human Eye – Aging of the Anterior Segment. *Vision Res*. 1989;29:1685-1692.
9. Dubbelman M, Van der Heijde GL, Weeber HA. The Thickness of the Aging Human Lens Obtained from Corrected Scheimpflug Images. *Optom Vis Sci*. 2001;78 :411-416.
10. Marin-Amat M. Les variations physiologiques de la courbure de la cornée pendant la vie. Leur importance et transcendance dans la réfraction oculaire. *Bull Soc Belge Ophthalmol*. 1956;115:251-293.
11. Lyle WM. Changes in Corneal astigmatism with Age. *Am J Optom and Arch Am Acad Optom*. 1971;48:467-478.
12. Hirsch MJ. Changes in astigmatism after the age of forty. *Am J Optom*. 1959;36:395-405.
13. Baldwin WR, Mills D. A Longitudinal Study Corneal Astigmatism and Total Astigmatism. *Am J Optom Physiol Opt*. 1981;58:206-211.

14. Anstice J. Astigmatism – Its components and their Changes with Age. *Am J Optom and Arch Am Acad Optom*. 1971;1001-1006.
15. Weekers R, Grieten J et Lavergne G. Étude des dimensions de la chambre antérieure de l'œil humain; Considérations biométriques. *Ophthalmologica*. 1961;142:650-662.
16. Klein BE, Klein R et Moss SE. Correlates of Lens Thickness: The Beaver dam Eye Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1998;39:1507-1510.
17. Fontana ST, Brubaker RF. Volume and Depth of the Anterior Chamber in the Normal Aging Human Eye. *Arch Ophthalmol*. 1980;98:1803-1808.
18. Cook CA, Korentz JF, Pfahnl A, Hyun J, Kaufman PL. Aging of the Human Crystalline Lens and Anterior Segment. *Vision Res*. 1994;34:2945-2954.
19. Winn B, Whitaker D, Elliott DB, Phillips NJ. Factors Affecting Light-Adapted Pupil Size in Normal Subjects. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1994;35:1132-1137.
20. Brown N. The Changes in Lens Curvature With Age. *Exp. Eye Res*. 1974;19:175-183.
21. Koretz JF, Handelman GH, Brown NP. Analysis of Human Crystalline Lens Curvature as a Function of Accommodative State and Age. *Vision Res*. 1984;24:1141-1151.
22. Koretz JF, Cook CA, Kaufman PL. Aging of the human lens: changes in lens shape upon accommodation and with accommodative loss. *J Opt Soc Am (A)*. 2002;19:144-151.
23. Dubbelman m, Van der Heijde GL, Weeber HA, Vrensen GFJM. Changes in the internal structure of the human crystalline lens with age and accommodation. *Vision Res*. 2003;43:2363-2375.
24. Howcroft MJ, Parker JA. Aspheric Curvatures for the Human Lens. *Vision Res*. 1977;17:1217-1223.
25. Dubbelman M, Van der Heijde GL. The shape of the aging human lens: curvature, equivalent refractive index and the lens paradox. *Vision Res*. 2001;41:1867-1877.
26. Millodot M. Peripheral Refraction in Aphakic Eye. *Am J Optom Physiol Opt*. 1984;61:586-589.

27. Pierscionek BK, Augusteyn RC. Shapes and Dimensions of in vitro Human Lenses. *Clin Exp Optom*. 1991;74:223-228.
28. Hemenger RP, Garner LF, Ooi CS. Changes With Age of the Refractive Index Gradient of the Human Ocular Lens. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1995;36:703-707.
29. Garner LF, Ooi CS, Smith G. Refractive index of the crystalline lens in young and aged eyes. *Clin Exp Optom*. 1998;81:145-150.
30. Moffat BA, Atchison DA, Pope JM. Age-related changes in refractive index distribution and power of the human lens as measured by magnetic resonance micro-imaging in vitro. *Vision Res*. 2002;42:1683-1693.
31. Siebinga I, Vresen GFJM, De Mul FFM, Greve J. Age-related Changes in Local Water and Protein Content of Human Eye Lenses Measured by Raman Microspectroscopy. *Exp. Eye Res*. 1991;53:233-239.
32. Glasser A, Campbell MCW. Presbyopia and the Optical Changes in the Human Crystalline Lens with Age. *Vision Res*. 1998;38:209-229.
33. Koretz J, Handelman G. L'œil: son accommodation et son vieillissement. *Pour la science*. 1988;131:22-29.
34. Smith GTH, Smith RC, Brown NAP, Bron AJ, Harris ML. Changes in Light Scatter and Width Measurements From the Human Lens Cortex With Age. *Eye*. 1992;6:55-59.
35. Krag S, Olsen T, Andressen TT. Biomechanical Characteristics of the Human Anterior Lens Capsule in Relation to Age. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1997;38:357-363.
36. Niesel P. Visible Changes of the Lens with Age. *Trans Ophthalm Soc UK*. 1982;102:326-330.
37. Boettner EA, Wolter JR. Transmission of the Ocular Media. *Invest Ophthalmol*. 1962;1:776-783.
38. Van der Berg TJTP, Tan KEWP. Research Note. Light Transmittance of the Human Cornea from 320-700nm for Different Ages. *Vision Res*. 1994;34:1453-1456.
39. Savage GL, Haegerstrom-Portnoy G, Adams AJ, Hewlett S. Age Changes in the Optical Density of Human Ocular Media. *Clin Vision Sci*. 1993;8:97-108.

40. Pau H, Kranz J. The Increasing Sclerosis of the Human Lens With Age and its Relevance to Accommodation and Presbyopia. *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*. 1991;229:294-296.
41. Millodot M, Newton IA. A Possible Change in Refraction Index with Age and its Relevance to Chromatic Aberration. *Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol*. 1976;201:159-167.
42. He J, 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;42:1063-1070.
43. Paquin M, Hamam H, Simonet P. Objective measurement of optical aberrations in myopic eyes. *Optom Vis Sci*. 2002;79:285-291.
44. Marcos S, Barbero S, Llorente L. The source of optical aberrations in myopic eyes [abstract]. 2002 Annual Meeting Abstract and Program Planner accessed at www.arvo.org. Association for Research in Vision and Ophthalmology. Abstract 151.
45. Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb RH & VST Members. Standards for reporting the optical aberrations of eyes. *OSA Trends in Optics and Photonics, Vision Science and Its Applications*. 2000;35:110-130.
46. Owsley C, Sekuler R, Siemsen D. Contrast sensitivity throughout adulthood. *Vision Res*. 1983;23: 689-699.
47. Owsley C, Gardner T, Sekuler R, Lieberman H. Role of Crystalline Lens in Spatial Vision Loss of the Elderly. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1985;26:1165-1170.
48. Elliott DB. Contrast Sensitivity Decline With Ageing: A Neural or Optical Phenomenon? *Ophthalmic Physiol Opt*. 1987;7:415-419.
49. Elliott D, Whitaker D, MacVeigh D. Neural contribution to spatiotemporal contrast sensitivity decline in healthy ageing eyes. *Vision Res*. 1990; 30:541-547.
50. Burton KB, Owsley C, Sloane ME. Aging and neural spatial contrast sensitivity: photopic vision. *Vision Res*. 1993;33:939-946.
51. Sturr JF, Church KL, Taub HA. Temporal summation functions for detection of sine-wave gradings in young and older adults. *Vision Res*. 1988;28:1247-1253.

52. Collins MJ, Brown B, Bowman KJ. Research Note; Peripheral Visual Acuity and Age. *Ophthalmic Physiol Opt.* 1989;9:314-316.
53. Ijspeert JK, de Waard PWT, van den Berg TJTP, de Jong PTVM. The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation. *Vision Res.* 1990;30:699-707.
54. Westheimer G, Liang J. Influence of Ocular Light Scatter on the Eye's Optical Performance. *J Opt Soc Am (A).* 1995;12:1417-1424.
55. Hennelly ML, Barbur JL, Edgar DF, Woodward EG. The effect of age on the light scattering characteristics of the eye. *Ophthalmic Physiol Opt.* 1998;18:197-203.
56. Artal P, Ferro M, Miranda I, Navarro R. Effects of Aging in Retinal Image Quality. *J Opt Soc Am (A).* 1993;10:1656-1662.
57. Liang J, Westheimer G. Optical performances of human eyes derived from double-pass measurements. *J Opt Soc Am (A).* 1995;12:1411-1416.
58. Guirao A, Gonzales C, Redondo M, Geraghty E, Norrby S, Artal P. Average Optical Performance of the Human Eye as a Function of Age in a Normal Population. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1999;40:203-213.
59. Millodot M. The Influence of Age on the Chromatic Aberration of the Eye. *Albrecht Von Graefes Arch Klin Exp Ophthalmol.* 1976;198:235-243.
60. Mordi JA, Adrian WK. Influence of Age on Chromatic Aberration of the Human Eye. *Am J Optom Physiol Opt.* 1985;62:864-869.
61. Ware C. Human Axial Chromatic Aberration Found Not to Decline with Age. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* 1982;218:39-41.
62. Howarth PA, Zhang XX, Bradley A, Still DL, Thibos LN. Does the Chromatic Aberration of the Eye Vary with Age? *J Opt Soc Am (A).* 1988;5:2087-2092.
63. Morrell A, Whitefoot HD, Charman WN. Research Note ; Ocular Chromatic Aberration and Age. *Ophthalmic Physiol Opt.* 1991;11:385-390.
64. Glasser A, Campbell MCW. Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia. *Vision Res.* 1999;39:1991-2015.
65. Smith G, Cox MJ, Calver R, Garner LF. The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye. *Vision Res.* 2001;41:235-243.

66. Calver RI, Cox MJ, Elliott DB. Effect of aging on the monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am (A)*. 1999;16: 2069-2078.
67. Howland HC, Howland B. A Subjective Method for the Measurement of monochromatic Aberration of the Eye. *J Opt Soc Am (A)*. 1977;67:1508-1518.
68. McLellan JS, Marcos S, Burns SA. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2001;42:1390-1395.
69. Artal P, Guirao A. Contributions of the cornea and the lens to the aberrations of the human eye. *Opt Lett*. 1998;23:1713-1715.
70. El Hage SM, Beryny F. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. *J Opt Soc Am (A)*. 1973;63: 205-211.
71. Tomlinson A, Hemenger R P, Garriott R. Method for Estimating the Spheric Aberration of the Crystalline Lens in Vivo. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1993;34:621-629.
72. Artal P, Berrio E, Guirao A, Piers P. Contributions of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am (A)*. 2002;19:137-143.
73. Brunette I, Bueno J, Parent M, Hamam H, Simonet P. Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2004;44:5438-5446.
74. Amano S, Amano Y, Yamagami S, Miyai T, Miyata K, Samejima T, Oshika T. Age-related changes in corneal and ocular higher-order wavefront aberrations. *Am J Ophthalmol*. 2004;137:988-992.
75. Wang L, Dai E, Koch DD, Nathoo A. Optical aberrations of the human anterior cornea. *J Cataract Refract Surg*. 2003;29:1514-1521.
76. Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon JL, Williams DR. Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am (A)*. 2001;18:497-506.
77. Llorente L, Barbero S, Cano D, Dorronsoro C, Marcos S. Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations. *J Vis*. 2004;4:288-298.
78. Simonet P, Hamam H, Brunette I, Campbell MCW. Influence of ametropia on the optical quality of the human eye. [ARVO Abstract]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1999;40(4):S448. Abstract nr 2361.

79. Pacella R, McLellan G, Grice K, Del Bono EA, Wiggs JL, Gwiazda JE. Role of genetic factors in the etiology of juvenile-onset myopia based on a longitudinal study of refractive error. *Optom Vis Sci.* 1999;76:381-386.
80. Wu MM, Edwards MH. The effect of having myopic parents: an analysis in three generations. *Optom Vis Sci.* 1999;76:387-392.
81. Villareal MG, Ohlsson J, Abrahamsson M, Sjoström A, Sjostrand J. Myopisation: the refractive tendency in teenagers. Prevalence of myopia among young teenagers in Sweden. *Acta Ophthalmol Scand.* 2000;78:177-181.
82. Richler A, Bear JC. Refraction, nearwork and education. A population study in Newfoundland. *Acta Ophthalmol Scand.* 1980;58:468-478.
83. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a population of healthy eyes. *J Opt Soc Am (A).* 2002;19:2329-2348.
84. Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *J Opt Soc Am (A).* 2001;18:1793-1803.
85. 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: erratum. *J Opt Soc Am (A).* 2002;19:620-628.
86. Cheng X, Himenbaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. Test-Retest Reliability of Clinical Shack-Hartmann Measurements. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2004;45:351-360.
87. Davies N, Diaz-Santana L, Lara-Saucedo D. Repeatability of Ocular Wavefront Measurement. *Optom Vis Sci.* 2003;80:142-150.
88. Thibos LN, Hong X. Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer. *Optom Vis Sci.* 1999;76:817-825.
89. Thibos LN, Hong X, Bradley A, Begley CG. Deterioration of retinal image quality due to break-up of corneal tear film [ARVO abstract] *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1999;40(4):S544, Abstract nr 2875.
90. Tutt R, Bradley A, Begley C, Thibos LN. Optical and visual impact of tear break-up in human eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2000;41:4117-4123.
91. Montés-Micó R, Alió J.L, Munos G, Perez-Santonja J.J, Charman W.N. Postblink changes in total and corneal ocular aberrations. *Ophthalmology.* 2004;111:758-767.

92. Castejón-Mochon JF, López-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wavefront aberration statistics in a normal young population. *Vision Res.* 2002;42:1611-1617.
93. Marcos S, Burns SA, Prieto PM, Navarro R, Baraibar B. Investigating sources of variability of monochromatic and transverse chromatic aberrations across eyes. *Vision Res.* 2001;41:3861-3871.
94. Applegate RA, Sarver EJ, Khemsara V. Are All Aberrations Equal? *J Refract Surg.* 2002;18:S556-S562.
95. Applegate RA. Glenn Fry Award Lecture 2002: Wavefront Sensing, Ideal Corrections, and Visual Performance. *Optom Vis Sci.* 2004;81:167-177.
96. Chen L, Singer B, Guirao A, Porter J, Williams DR. Image Metrics for Predicting Subjective Image Quality. *Optom Vis Sci.* 2005;82 :358-369.
97. Applegate RA, Marsack JD, Ramos R, Sarver EJ. Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. *J Cataract Refract Surg.* 2003;29:1487-1495.
98. 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.* 2003;80:97-105.

ANNEXE A

Les sujets de l'étude furent choisis sur la base de leur santé oculaire et générale. Certaines pathologies et problèmes pouvant influencer l'optique de l'œil furent répertoriés et les critères d'exclusion et d'inclusion suivants furent déterminés.

Critères d'exclusion:

Toute opacification des milieux:

- Cataracte : Les yeux présentant des degrés d'opacification du cristallin d'un degré supérieur à "léger" seront refusés.
- Hyphéma
- Uvéite active (avec ou sans hypopion)
- Vitrite active
- Hémorragie du vitré
- Opacification cornéenne (cicatrice ancienne, dystrophie, nodule de Salzmann, ptérygion, kératite lipidique, etc.)

Tout problème de surface:

- Astigmatisme cornéen pathologique secondaire
- Abrasion épithéliale

- Kératite ponctuée
- Nodules surélevés
- Amincissement
- Toute altération des dioptries de l'œil, notamment au niveau du cristallin:
- Luxation / subluxation du cristallin
- Cataracte (voir plus loin)

Toute déformation pupillaire:

- Post chirurgicale ou post-traumatique
- Iridectomie non cachée par la paupière supérieure
- Pupille déformée par des synéchies postérieures
- Colobome irien
- I.C.E.

Tout soulèvement rétinien:

- Décollement de rétine (d'origine séreuse, hémorragique, tractionnelle, cicatricielle)
- Soulèvement de l'épithélium pigmentaire (DEP, etc.)
- Soulèvement choroïdien (hémorragie, néoplasie, etc.)

Toute déformation du globe non reliée à une myopie:

- Ectasie cornéenne (kératocône, dégénérescence pellucide, Terrien, Mooren)

- Ectasie du pôle postérieur d'origine traumatique

Sont acceptés:

- Les pathologies permettant un bon reflet rétinien et une bonne fixation centrale
- Glaucome contrôlé
- Rétinopathie diabétique (si absence des critères d'exclusion)

ANNEXE B

Ordres > 2

	<i>jour 1</i>	<i>jour 2</i>	<i>jour 3</i>	
	0.325	0.326	0.331	
	0.314	0.325	0.319	
	0.321	0.336	0.318	
	0.323	0.333	0.320	
	0.317	0.329	0.331	6.1 mm
Moyenne	0.320	0.330	0.324	
± écart type	0.005	0.005	0.006	
Moyenne totale		0.324		
± écart type total		0.006		
Probabilité (ANOVA)		0.046		
<hr/>				
	0.201	0.202	0.204	
	0.203	0.202	0.205	
	0.203	0.198	0.206	
	0.205	0.201	0.202	
	0.204	0.204	0.200	4.3 mm
Moyenne	0.203	0.201	0.203	
± écart type	0.002	0.002	0.002	
Moyenne totale		0.203		
± écart type total		0.002		
Probabilité (ANOVA)		0.227		
<hr/>				
	0.145	0.126	0.122	
	0.145	0.122	0.122	
	0.143	0.126	0.120	
	0.145	0.126	0.122	
	0.144	0.122	0.122	2.5 mm
Moyenne	0.144	0.124	0.122	
± écart type	0.001	0.002	0.001	
Moyenne totale		0.130		
± écart type total		0.011		
Probabilité (ANOVA)		< 0.001		

Tableau B1: Valeurs de RMC d'ordres 3 à 7 obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image. La moyenne et l'écart type totaux incluent les 15 mesures.

3^e ordre

	<i>jour 1</i>	<i>jour 2</i>	<i>jour 3</i>	
	0.224	0.230	0.214	
	0.208	0.216	0.219	
	0.214	0.229	0.203	
	0.222	0.228	0.210	
	0.203	0.219	0.222	6.1 mm
Moyenne	0.214	0.224	0.214	
± écart type	0.009	0.006	0.007	
Moyenne totale		0.217		
± écart type total		0.009		
Probabilité (ANOVA)		0.086		
<hr/>				
	0.153	0.144	0.147	
	0.154	0.146	0.149	
	0.154	0.145	0.148	
	0.156	0.146	0.146	
	0.155	0.148	0.145	4.3 mm
Moyenne	0.154	0.146	0.147	
± écart type	0.001	0.002	0.002	
Moyenne totale		0.149		
± écart type total		0.004		
Probabilité (ANOVA)		< 0.001		
<hr/>				
	0.109	0.099	0.098	
	0.108	0.098	0.096	
	0.106	0.103	0.098	
	0.109	0.103	0.098	
	0.103	0.096	0.096	2.5 mm
Moyenne	0.107	0.100	0.098	
± écart type	0.003	0.003	0.001	
Moyenne totale		0.101		
± écart type total		0.005		
Probabilité (ANOVA)		< 0.001		

Tableau BII: Valeurs de RMC d'ordre 3 obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image. La moyenne et l'écart type totaux incluent les 15 mesures.

4^e ordre

	<i>jour 1</i>	<i>jour 2</i>	<i>jour 3</i>	
	0.203	0.202	0.217	
	0.198	0.214	0.204	
	0.202	0.214	0.216	
	0.202	0.210	0.210	
	0.212	0.216	0.216	6.1 mm
Moyenne	0.204	0.211	0.213	
± écart type	0.005	0.006	0.006	
Moyenne totale		0.209		
± écart type total		0.007		
Probabilité (ANOVA)		0.043		
<hr/>				
	0.079	0.093	0.093	
	0.080	0.091	0.091	
	0.083	0.091	0.094	
	0.085	0.092	0.091	
	0.080	0.093	0.093	4.3 mm
Moyenne	0.082	0.092	0.092	
± écart type	0.002	0.001	0.001	
Moyenne totale		0.089		
± écart type total		0.005		
Probabilité (ANOVA)		0.009		
<hr/>				
	0.062	0.035	0.031	
	0.064	0.031	0.035	
	0.062	0.026	0.030	
	0.062	0.026	0.031	
	0.063	0.035	0.035	2.5 mm
Moyenne	0.063	0.031	0.032	
± écart type	0.004	0.004	0.004	
Moyenne totale		0.042		
± écart type total		0.015		
Probabilité (ANOVA)		0.070		

Tableau BIII : Valeurs de RMC d'ordre 4 obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image. La moyenne et l'écart type totaux incluent les 15 mesures.

5^e au 7^e ordres

	<i>jour 1</i>	<i>jour 2</i>	<i>jour 3</i>	
	0.121	0.111	0.128	
	0.128	0.114	0.110	
	0.126	0.120	0.116	
	0.119	0.122	0.118	
	0.120	0.116	0.115	6.1 mm
Moyenne	0.123	0.117	0.117	
± écart type	0.004	0.004	0.007	
Moyenne totale		0.119		
± écart type total		0.006		
Probabilité (ANOVA)		0.022		
<hr/>				
	0.104	0.106	0.106	
	0.105	0.106	0.107	
	0.101	0.101	0.108	
	0.103	0.103	0.106	
	0.105	0.104	0.102	4.3 mm
Moyenne	0.104	0.104	0.106	
± écart type	0.002	0.002	0.002	
Moyenne totale		0.105		
± écart type total		0.002		
Probabilité (ANOVA)		0.228		
<hr/>				
	0.073	0.070	0.066	
	0.073	0.066	0.067	
	0.073	0.068	0.063	
	0.073	0.068	0.066	
	0.078	0.067	0.067	2.5 mm
Moyenne	0.074	0.067	0.065	
± écart type	0.002	0.002	0.002	
Moyenne totale		0.069		
± écart type total		0.004		
Probabilité (ANOVA)		< 0.001		

Tableau BIV : Valeurs de RMC d'ordres 5 à 7 obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image. La moyenne et l'écart type totaux incluent les 15 mesures.

coma

	<i>jour 1</i>	<i>jour 2</i>	<i>jour 3</i>	
	0.116	0.116	0.132	6.1 mm
	0.115	0.120	0.121	
	0.117	0.128	0.110	
	0.116	0.135	0.110	
	0.116	0.119	0.117	
	0.116	0.119	0.117	
Moyenne	0.116	0.124	0.118	
± écart type	0.001	0.008	0.009	
Moyenne totale		0.119		
± écart type total		0.007		
Probabilité (ANOVA)		0.250		
<hr/>				
	0.107	0.082	0.082	4.3 mm
	0.107	0.082	0.081	
	0.107	0.084	0.082	
	0.109	0.084	0.082	
	0.109	0.083	0.084	
	0.109	0.083	0.084	
Moyenne	0.108	0.083	0.082	
± écart type	0.001	0.001	0.001	
Moyenne totale		0.091		
± écart type total		0.012		
Probabilité (ANOVA)		< 0.001		
<hr/>				
	0.085	0.063	0.063	2.5 mm
	0.082	0.063	0.062	
	0.080	0.065	0.063	
	0.085	0.065	0.063	
	0.080	0.062	0.062	
	0.080	0.062	0.062	
Moyenne	0.083	0.064	0.062	
± écart type	0.003	0.002	0.001	
Moyenne totale		0.070		
± écart type total		0.010		
Probabilité (ANOVA)		< 0.001		

Tableau BV : Valeurs de RMC pour les aberrations de type coma obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image. La moyenne et l'écart type totaux incluent les 15 mesures.

Aberration sphérique

	<i>jour 1</i>	<i>jour 2</i>	<i>jour 3</i>	
	0.159	0.162	0.168	
	0.155	0.168	0.163	
	0.157	0.164	0.171	
	0.159	0.157	0.169	
	0.163	0.171	0.174	6.1 mm
Moyenne	0.159	0.165	0.169	
± écart type	0.003	0.005	0.004	
Moyenne totale		0.164		
± écart type total		0.006		
Probabilité (ANOVA)		0.039		
<hr/>				
	0.047	0.067	0.065	
	0.048	0.063	0.064	
	0.047	0.065	0.070	
	0.049	0.065	0.063	
	0.049	0.064	0.065	4.3 mm
Moyenne	0.048	0.065	0.065	
± écart type	0.001	0.001	0.002	
Moyenne totale		0.059		
± écart type total		0.009		
Probabilité (ANOVA)		0.009		
<hr/>				
	0.015	0.016	0.019	
	0.010	0.019	0.020	
	0.012	0.012	0.016	
	0.015	0.012	0.019	
	0.021	0.020	0.020	2.5 mm
Moyenne	0.015	0.015	0.019	
± écart type	0.004	0.004	0.001	
Moyenne totale		0.016		
± écart type total		0.004		
Probabilité (ANOVA)		0.175		

Tableau BVI : Valeurs de RMC pour l'aberration sphérique obtenues lors de l'analyse répétée sur la même image. La moyenne et l'écart type totaux incluent les 15 mesures.

Université de Montréal

Étude des effets de l'âge sur les aberrations monochromatiques de l'œil humain

par

Mireille Parent

École d'optométrie

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures

en vue de l'obtention du grade de

Maîtrise ès sciences (M.Sc.)

option sciences fondamentales

Mars 2005

© Mireille Parent, 2005