HAL
open science

Optimisation des optiques bifocales destinées à la correction de la presbytie

David Rio

To cite this version:

David Rio. Optimisation des optiques bifocales destinées à la correction de la presbytie. Optique [physics.optics]. Université Paris Saclay (COmUE), 2016. Français. NNT : 2016SACLS231 . tel-01380151

HAL Id: tel-01380151

https://theses.hal.science/tel-01380151v1

Submitted on 12 Oct 2016

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

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

NNT : 2016SACLS231

Thèse de doctorat
de
L'Université Paris-Saclay
préparée à
L'Université Paris-Sud

École Doctorale n° 572
Ondes et matières

Spécialité de doctorat : Milieux dilués et optique fondamentale

Par

M. David Rio

Optimisation des optiques bifocales destinées à la correction de la presbytie

Thèse présentée et soutenue à Orsay, le 16 septembre 2016 :

Composition du Jury :

Mme Marcos Susana	Professor of Research, VioBioLab,Madrid	Rapporteur
M. Lépine Thierry	Maître de conférences, IOGS, Saint-Etienne	Rapporteur
Mme Castignoles Fannie	Docteure-ingénieure en optique, Cristalens, Lannion	Examinatrice
Mme Westbrook Nathalie	Professeure des universités, IOGS, Palaiseau	Présidente du jury
M. Legras Richard	Maître de conférences, Université Paris-Sud	Directeur de thèse

Table des matières

Remerciements ..... **xi**
Liste des tables et figures : ..... **xiii**
Introduction **1**
Chapitre 1 : Généralités et état de l'art **5**
I : Optique de l'oeil **5**
1.1 La diffraction 5
1.2 La diffusion 7
1.3 Les aberrations chromatiques 7
1.4 Les aberrations monochromatiques 11
1.4.1 La classification des aberrations de Zernike 11
1.4.2 Les aberrations présentes dans un œil humain 13
1.4.3 Aberrations cornéennes 15
1.4.4 Aberrations internes 15
1.4.5 Facteurs principaux influençant les aberrations 16
1.4.5.1 La pupille : *16*
1.4.5.2 L'âge : *16*
1.4.5.3 L'amétropie : *19*
1.5 L'interface optique-neurones : les photorécepteurs 19
1.6 L'effet Stiles-Crawford 21
1.7 Performances visuelles 23
1.7.1 Acuité visuelle 23
1.7.2 Sensibilité au contraste 23
1.7.2.1 Définition *23*
1.7.2.2 Normes de la sensibilité au contraste *24*
1.7.3 Tolérance au flou 26
II : Presbytie **29**
2.1 Généralités 29
2.1.1 Définition 29
2.1.2 Étiologies et prévalence 29
2.2 Changements liés au vieillissement 30
2.2.1 Cristallin 30

2.2.2 Corps ciliaires et zonules de Zinn.....30
2.3 Changements lors du regard au près et mécanisme de l'accommodation 31
2.4 Compensation de la presbytie 32
2.4.1 Implants intraoculaires.....32
2.4.1.1 Implants réfractifs 33
2.4.1.2 Implants diffractifs.....33
2.4.1.3 Implants accommodatifs 34
2.4.2 Lentilles de contact.....34
2.4.2.1 Monovision.....34
2.4.2.2 Vision alternée 35
2.4.2.3 Vision simultanée.....35
III : Méthodes d'évaluation de corrections optiques 37
3.1 Correction par optique réelle 37
3.1.1 Optique adaptative.....37
3.1.2 Lames de phase 38
3.1.3 Lentilles de contact.....39
3.2 Correction par simulation numérique.....39
3.2.1 Modèles numériques dans la littérature.....39
3.2.3 Validation d'une simulation numérique 40
3.2.4 Critères de qualité d'image basés sur les « through-focus ».....41
3.2.4.1 Définition d'une performance « through-focus ».....41
3.2.4.2 Profondeur de champ 42
3.2.4.3 Aire sous la courbe de qualité visuelle.....43
3.2.4.4 Bénéfice visuel par rapport à l'oeil nu.....43
3.2.5 Facteurs influençant l'évaluation des images simulées 44
3.2.5.1 De l'importance de la tâche et de la cible.....44
Visages 45
Paysages 45
Lettres et autres cibles.....45
3.2.5.2 Notation d'images.....46
IV : Optiques bifocales 47
4.1 Profils optiques 47
4.1.1. Définition.....47
4.1.2 Techniques de mesure.....47

4.1.3 Intérêt et utilisation pour les cliniciens 49
4.2 Optimisation des profils optiques.....50
4.2.1 Effet du rapport de taille entre les zones de correction de loin et de près.....51
4.2.2 Effet du nombre d'anneaux concentriques 54
4.2.3 Effet du décentrement 58
4.2.4 Influence des aberrations 59
4.2.5 Influence de l'âge.....62
4.2.5.1 Changements neuronaux influençant la performance visuelle.....62
4.2.5.2 Changements neuronaux influençant la qualité visuelle.....63
4.2.6. Influence de la pupille et de l'addition.....65
4.3 Comparaison avec les optiques multifocales.....66
Chapitre 2 : Rappels théoriques 69
I Principe et limitations 69
II Détails de la simulation employée 72
2.1 Calcul du filtre.....72
2.2 Convolution de l'image nette par le filtre.....73
Chapitre 3 : Matériels et Méthodes 76
I Dispositif expérimental 76
1.1 Sujets.....77
1.2 Conditions de mesure.....77
II Notes.....80
III Critères de qualité d'image retenus.....81
3.1 Profondeur de champ 81
3.2 Aire sous la courbe 82
3.3 Bénéfice.....83
3.4 Hypothèses de travail 84
Chapitre 4 : Ratio d'aires optimisant la qualité visuelle d'une optique bifocale 85
I Introduction.....85
II Méthode 86
2.1 Sujets et profils optiques.....86
2.2 Expérience de validation.....86

III Résultats **87**
IV Discussion **91**
Chapitre 5 : Effet du nombre de zones concentriques sur la qualité visuelle avec une optique bifocale **95**
I Introduction **95**
II Méthode **95**
2.1 Sujets 95
2.2 Profils optiques 95
2.3 Définition du critère de rayon moyen 96
III Résultats **96**
IV Discussion **100**
Chapitre 6 : Influences du décentrement, de l'âge, du diamètre pupillaire et des aberrations sur la qualité visuelle fournie par des optiques bifocales **105**
I Introduction **105**
II Méthode **105**
2.1 Sujets 105
2.2 Profils optiques sélectionnés 106
2.3 Paramètres étudiés 106
III Résultats **108**
3.1 Répétabilité 108
3.2 Effet de l'âge 109
3.3 Effet du décentrement 109
3.4 Effet du diamètre pupillaire 110
3.5 Effet des aberrations 111
IV Discussion **112**
4.1 Répétabilité 112
4.2 Effet du design 112
4.3 Effet de l'âge 113
4.4 Effet du décentrement 113
4.5 Effet du diamètre pupillaire 114
4.6 Effet des aberrations 114

V Conclusion **115**

Chapitre 7 : Comparaison de la qualité visuelle d'optiques bifocales optimisées avec quatre lentilles du marché...117

I Introduction **117**

II Méthode **117**

2.1 Sujets 117

2.2 Profils optiques étudiés 117

III Résultats **120**

IV Discussion **123**

Conclusions et perspectives **127**

Références **129**

Annexes **149**

Annexe 1 : Formulaire d'information de l'étude du chapitre 4 149

Annexe 2 : Formulaire de consentement de l'étude du chapitre 4 151

Annexe 3 : Formulaire d'information de l'étude du chapitre 5 152

Annexe 4 : Formulaire de consentement de l'étude du chapitre 5 154

Annexe 5 : Formulaire d'information de l'étude du chapitre 6 155

Annexe 6 : Formulaire de consentement de l'étude du chapitre 6 157

Annexe 7 : Formulaire d'information de l'étude du chapitre 7 158

Annexe 8 : Formulaire de consentement de l'étude du chapitre 7 160

Remerciements

Je tiens à remercier en premier lieu la première personne à avoir cru en moi pour cette thèse, et qui m'a épaulé aux cours de ces 3 ans et demi passés au Laboratoire Aimé Cotton. Richard, un immense merci pour tout : la bonne humeur, le franc-parler, ton soutien dans mon envie d'enseigner, les opportunités d'aller participer à 3 congrès à l'international (je n'ai pas la place de tout décrire ici…). Je n'aurais jamais cru en apprendre autant en si peu de temps sur la manière dont une recherche doit se mener, ni autant sur l'optique et la vision. Tes conseils sont très précieux, j'espère en retenir un maximum (et avoir noté quelque part ceux que j'ai pu oublier !). Merci pour tout.

Un grand merci aussi aux autres doctorants de l'équipe d'optométrie du LAC : Imène et Kelly. Votre bonne humeur et nos discussions m'ont vraiment permis de passer d'excellents moments au laboratoire, même quand le moral n'était pas au plus haut. Je suis le premier de nous trois à passer ma thèse, je compte sur vous pour faire de même très bientôt avec la meilleure réussite qui soit. Merci ;-)

Je souhaiterais aussi remercier l'ensemble des stagiaires qui sont passés à un moment ou à un autre dans l'équipe au labo : Sarah, Élise et Jésus pendant le stage de master 2, Karine, Lucie, Étienne, Kelly, Tiphaine, Vincent, Camille et Adrien pendant la thèse. Votre aide à tous a été très précieuse.

Merci aussi à l'ensemble des membres du laboratoire Aimé Cotton que j'ai pu côtoyer, pour leur disponibilité, conversation, conseils et aide.

Merci à toute l'équipe pédagogique de contactologie de licence d'optométrie pour son accueil pendant mes heures de monitorat : Richard, Laurent, Sophie, Sonia, Kelly, Aurore.

Un très grand merci à la société Essilor International, le contrat de collaboration qu'ils ont passé avec mon directeur de thèse ayant financé mes travaux, et tout particulièrement Gildas Marin. Ton soutien, le suivi de la collaboration que tu as effectué m'a permis d'apprendre de nombreuses choses, j'ai été ravi de collaborer avec toi.

À mes parents, un immense merci pour votre soutien moral, ces dernières années n'ont pas toujours été les plus joyeuses pour notre famille, avec de nombreuses pertes, mais vous avez toujours été là pour moi dans les moments difficiles. Sans vous, rien n'aurait été possible.

À mes amis, ma famille, et tous ceux que je n'ai pas cité.

Enfin, j'aimerais remercier tout particulièrement des personnes qui ne sont jamais remerciées dans les publications scientifiques, mais qui le méritent amplement. Un immense merci à toutes celles et tout ceux, qui, à un moment ou à un autre, ont donné un peu de leur temps pour participer aux études qui composent cette thèse. Vous avez tous apporté votre pierre à l'édifice, vous êtes indispensables à la recherche.

À tous, MERCI

Liste des tables et figures :

Figure 1.1 : Angle minimum de résolution en fonction du diamètre pupillaire limité par la diffraction. 6

Figure 1.2 : Fonction de transfert de modulation en fonction de la fréquence spatiale pour différents diamètres pupillaires. 6

Figure 1.3 : Illustration d'une image d'un point par l'optique d'un œil pour différents diamètres pupillaires. 7

Figure 1.4 : Différence de focalisation en fonction de la longueur d'onde selon 13 études et deux modèles d'œil numérique. 8

Figure 1.5 : Sensibilité de la rétine en fonction de la longueur d'onde en vision photopique V(λ). 9

Figure 1.6 : Illustration de l'aberration chromatique transverse. 9

Figure 1.7 : Distribution de l'aberration chromatique transversale. 10

Figure 1.8 : Illustration de la différence de grandissement due à l'aberration chromatique transversale sur des rayons de champs. 10

Figure 1.9 : Exemple de front d'onde (en rouge) pour un faisceau parfait (à gauche) et un faisceau imparfait (à droite). 11

Figure 1.10 : Pyramide de Zernike présentant les principaux coefficients de Zernike utilisés pour caractériser les aberrations oculaires monochromatiques. 12

Table 1.1 : Proportion du RMS total pour les différents ordres radiaux d'aberrations. 14

Table 1.2 : Quantité d'aberrations absolues (en µm RMS) pour les principaux ordres d'aberrations monochromatiques et coefficients de Zernike pour 2 diamètres pupillaires. 14

Table 1.3 : Augmentation du RMS en fonction du diamètre pupillaire. 16

Figure 1.11 : Erreur de front d'onde en fonction du diamètre pupillaire et de l'âge.....18

Figure 1.12 : Images des photorécepteurs et de la rétine. 20

Figure 1.13 : Illustration de l'arrangement triangulaire des photorécepteurs. 20

Figure 1.14 : A : Illustration de l'effet Stiles-Crawford. B : Efficacité lumineuse en fonction de la distance par rapport au pic, i.e. localisation dans le plan pupillaire. 22

Figure 1.15 : Schéma de principe définissant l'angle minimum de résolution sous-tendu par le détail d'un optotype. 23

Figure 1.16 : Exemple de mesures de fonction de sensibilité au contraste. 24

Figure 1.17 : Seuil de sensibilité au contraste en fonction de la fréquence spatiale pour 4 niveaux d'acuité visuelle en logMAR. 25

Table 1.4 : Valeur de la profondeur de champ pour le « detectable blur ».....27

Table 1.5 : Valeur de la profondeur de champ pour le « bothersome blur ». 28

Table 1.6 : Valeur de la profondeur de champ pour le « non-resolvable blur ». 28

Figure 2.1 : Amplitude d'accommodation en fonction de l'âge selon plusieurs études. 29

Figure 2.2 : Moyens de corrections de la presbytie existants et en cours de développement...32

Figure 2.3 : Répartition des différents types d'implants corrigeant la presbytie. 32

Figure 2.4 : Ratio de sommation en fonction de l'addition en monovision. 35

Figure 2.5 : Schémas de principe des différents designs de lentilles de contact destinés à corriger la presbytie. 36

Figure 3.1 : Principe de fabrication d'une lame de phase. 38

Figure 3.4 : Validation des images simulées par un système à deux voies. 40

Figure 3.5 : Validation des images simulées par comparaison avec une optique adaptative. ...41

Figure 3.6 : Acuité visuelle en fonction de la proximité. 42

Table 3.1 : Valeur de la profondeur de champ pour différentes tâches « through-focus ». 43

Figure 4.1 : Exemple de profils optiques mesurés sur des lentilles commerciales Acuvue Oasys for presbyopia® addition high. 47

Figure 4.2 : Schéma de principe de l'instrument utilisant la méthode de « phase-shifting schlieren ».....48

Figure 4.3 : Modèle d'œil physique capable de porter une lentille de contact réelle. 49

Figure 4.4 : Puissance moyenne en fonction de la distance au centre. 50

Figure 4.5 : Acuités décimales de loin et de près en fonction de la taille de la zone de correction de près. 51

Figure 4.6 : Diamètre de zone centrale optimale en fonction du diamètre pupillaire. 52

Figure 4.7 : Qualité visuelle prédite (q) en fonction du diamètre de la zone centrale pour une lentille à vision de loin centrale. 53

Figure 4.8 : Pic de qualité d'image en fonction du diamètre pupillaire pour les zones centrale et périphérique avec et sans aberration sphérique.....53

Figure 4.9 : Images simulées pour le loin (ligne du haut) et le près (ligne du bas) avec différents diamètres pupillaires (indiqués en mm) pour une optique à 2 zones. 55

Figure 4.10 : Images simulées pour le loin (ligne du haut) et le près (ligne du bas) avec différents diamètres pupillaires (indiqués en mm) pour une optique à 5 zones. 55

Figure 4.11 : Illustration de différents nombres d'anneaux testés par De Gracia et al. (2013). ..56

Figure 4.12 : Ratio de Strehl en fonction de la proximité. 57

Figure 4.13 : Aire sous la courbe du ratio de Strehl en fonction de la gamme de proximités au-dessus du seuil de qualité minimum. 57

Figure 4.14 : Différents modèles d'oeil.....60

Figure 4.15 : Bénéfice visuel calculé en fonction du bénéfice mesuré sur des sujets portant une optique. 61

Figure 4.16 : Différence entre acuité à bas et haut contraste en fonction de l'âge. 63

Figure 4.17 : Profondeur de champ totale en fonction de l'âge. 64

Figure 4.18 : Inverse du seuil de sensibilité au contraste en fonction de la fréquence spatiale pour 2 groupes d'âge. 65

Figure 4.19 : Acuités visuelles décimales (i.e. 10/10 = 1.0, 5/10 = 0.5) en fonction du diamètre pupillaire.....65

Figure 4.20 : Acuité visuelle en fonction du niveau de contraste et d'illumination de la charte pour différents niveau d'addition d'optiques bifocales. 66

Figure 1.1 : Schéma de principe de la simulation numérique. 69

Figure 1.2 : Différentes méthodes de simulation d'images. 70

Figure 1.3 : Exemples d'images simulées. 70

Figure 1.4 : Illustration des artefacts pouvant être générés par une déconvolution.....71

Figure 1.1 : Illustration du principe de jugement subjectif utilisé dans les études de cette thèse.76

Figure 1.2 : Illustration des conditions d'observation des sujets, avec la correction sphéro-cylindrique et la pupille artificielle de 3mm. 78

Figure 1.3 : Schéma de principe du système d'optique adaptative (crx1, Imagine Eyes, Orsay, France) utilisé pour la validation de notre méthode. 79

Figure 2.1 : Illustration de l'échelle de notes fournie aux sujets pour la notation des images. ..80

Figure 3.1 : Illustration de la méthode de calcul de la profondeur de champ. 81

Figure 3.2 : Illustration du critère d'aire sous la courbe. 82

Figure 3.3 : Illustration de la méthode de calcul du bénéfice. 83

Figure 2.1 : A,B et C : Courbes de notes en fonction de la proximité pour 3 profils optiques (i.e. 0, 20 et 50% d'aire de zone centrale respectivement). 87

Figure 3.1 : Note de qualité d'image en fonction de la proximité pour les 10 profils optiques testés. 88

Figure 3.2 : A : Bénéfice en fonction de la lentille testée pour chaque sujet. B : Écart-type inter-individuel en fonction de l'aire pupillaire couverte par l'addition. 89

Figure 3.3 : Bénéfice en fonction de l'aire pupillaire couverte par l'addition pour les proximités de loin, de près, et pour l'ensemble des proximités. 90

Figure 3.4 : Nombre de sujets en fonction du pourcentage d'aire occupé par la zone centrale donnant l'égalité des bénéfices de loin et de près. 90

Figure 4.1 : Images simulées en fonction des proximités pour 2 profils. 93

Figure 2.1 : Illustration du critère de rayon moyen utilisé dans cette étude. 96

Figure 3.1 : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour le même profil optique noté par 2 populations différentes. 97

Figure 3.2 : Scores de qualité d'images en fonction de la proximité pour les 7 profils testés. .98

Figure 3.3 : Bénéfice en fonction du nombre d'anneaux concentriques. 99

Figure 3.4 : Profondeur de champ acceptable (i.e. score d'au moins 2/5) donnée par chacun des profils testés sur l'ensemble des sujets. 99

Figure 3.5 : A : Rayon moyen en fonction du bénéfice. B : Rayon moyen en fonction du nombre de zones concentriques. 100

Table 2.1 : Description des conditions testées. 107

Figure 3.1 : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour tous les profils et tous les sujets. 108

Figure 3.2 : Analyse de Bland-Altman.....109

Figure 3.3 : Effet du diamètre pupillaire.....110

Figure 3.4 : Effet des aberrations. 111

Figure 2.1 : Puissance en fonction de la distance au centre. Profils optiques testés dans cette étude. 119

Figure 3.1 : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour l'ensemble des profils testés. 121

Figure 3.2 : Bénéfice en fonction de la profondeur de champ, en moyenne, pour l'ensemble des profils testés. 122

Figure 3.3 : Bénéfice en fonction du profil testé pour chaque sujet. 122

Introduction

Le vieillissement de la population a pour conséquence une demande importante de corrections visuelles adaptées aux presbytes. Les lentilles de contact sont une solution possible. Actuellement, le taux d'équipement des presbytes en lentilles corrigeant la presbytie reste faible, les produits disponibles sur le marché ne fournissant pas une qualité visuelle équivalente à ce qui existe en lunettes. C'est pourquoi l'innovation en lentilles de contact pour presbytes est aujourd'hui un enjeu majeur dans le secteur de l'optique ophtalmique.

La création d'une nouvelle lentille de contact passe par une étape de design optique dans un département de recherche et développement, avant la création de prototypes destinés à être essayés et évalués par des porteurs. Le prototypage de ces nouveaux designs de lentille a un coût extrêmement élevé pour les fabricants. En effet, les lignes de production de lentilles de contact étant en grande partie automatisée, il est nécessaire de stopper une ligne de production pour créer un prototype. Les moules des lentilles commerciales sont alors remplacés par des moules pour le prototype. Une fois les prototypes fabriqués, il faut à nouveau interrompre la ligne de production pour replacer les moules commerciaux. Tout ce temps perdu pour la validation du prototype est extrêmement coûteux pour les fabricants.
Une solution proposée depuis maintenant plusieurs années est la simulation numérique. Ainsi, par calcul optique, il est possible de connaître l'apparence d'une image telle qu'elle serait vue à travers une optique simulée. Ces outils de simulations permettent aux fabricants de tester la qualité visuelle fournie par une nouvelle optique sans avoir à la fabriquer. L'avantage est considérable en terme de gain de temps (et donc d'argent). Ce processus permet donc de libérer l'innovation en testant rapidement de nombreuses nouvelles optiques.

Deux éléments sont cruciaux pour caractériser une optique destinée à corriger la vision : l'optique du système correcteur et l'évaluation par le sujet à corriger. Pour caractériser une optique, on peut donc partir d'une simulation totale (i.e. sujet et optique simulés, solution la plus « fondamentale »), mesurer la performance optique d'un prototype (i.e. optique réelle et sujet simulé), faire évaluer des images simulées par des sujets réels (i.e. sujet réel et optique simulée), jusqu'à créer un prototype de l'optique et de le faire évaluer par de vrais sujets (i.e. solution la plus « appliquée », optique et sujets réels).

Lorsqu'on utilise une solution impliquant une simulation du sujet, le calcul ou la mesure optique alors employé(e) pose un problème majeur. En effet, les variations inter-individuelles liées à l'appréciation de l'image par des sujets réels sont alors ignorées. On peut alors prédire la réponse moyenne d'une population, mais la réponse d'un sujet individuel n'est pas possible à prédire par cette méthode. Cette absence de variations individuelles empêche la personnalisation de la

correction optique, ce qui est une limitation majeure lorsque la correction est « définitive » (i.e. cas d'une chirurgie réfractive). Il est donc indispensable de faire intervenir un jugement « humain » (i.e. plusieurs sujets réels) pour prédire l'ensemble des variations inter-individuelles face à une nouvelle optique.

La solution consistant à faire évaluer des prototypes (i.e. optique réelle) par des sujets réels est aussi problématique, outre le temps requis pour la fabrication. Une fois les prototypes fabriqués, il faut les faire évaluer par un nombre important de sujets, ce qui a pour conséquence de mettre en évidence de nombreuses différences inter-individuelles dont une grande partie sont dues aux conditions expérimentales difficilement maîtrisables lors d'un essai clinique de lentilles de contact plutôt qu'aux variations inter-individuelles liées à l'appréciation de la qualité d'image (i.e. les seules qui ont un intérêt pour la création de l'optique).

La solution intermédiaire semble alors être la plus pertinente. L'évaluation d'une optique simulée par un panel de sujets réels permet d'obtenir les avantages des variations inter-individuelles, de la rapidité d'évaluation et de maîtrise des conditions expérimentales. Cela nécessite cependant une simulation et une méthode d'évaluation rapide et fiable.

Chapitre 1 : Généralités et état de l'art

I : Optique de l'oeil

C'est l'optique de l'oeil qui conditionne la qualité de l'image finale (i.e. rétinienne) qui sera perçue par le sujet. La lumière passe par l'ensemble des dioptres transparents de l'oeil. Chacun de ces dioptres n'étant pas parfait, une dégradation de l'image se produit au fur et à mesure de la traversée de l'oeil par le faisceau lumineux. Enfin, les photorécepteurs de la rétine sont une autre source de limitation de la qualité d'image perçue.

1.1 La diffraction

La diffraction est un phénomène qui vient dégrader la qualité d'image transmise par tout système optique. Elle est influencée par la longueur d'onde et le diamètre de la pupille d'entrée du système. L'image d'un point correctement focalisé et dont la qualité est seulement limitée par la diffraction est appelé tache d'Airy.
Ces taches d'Airy sont cruciales pour discerner deux points proches. Rayleigh (1910) a défini un critère qui permet de calculer la limite de résolution d'un système uniquement limité par la diffraction, grâce à l'équation suivante :

$$\theta_{min} = 1.22\ \lambda/D\ rad \qquad (1.1)$$

θ_{min} correspond à la résolution angulaire, λ à la longueur d'onde en nm, et D au diamètre pupillaire en mm.
La figure suivante illustre l'angle minimum entre le pic et le premier minimum de la tache d'Airy. Cette distance correspond à la limite de résolution de l'œil.

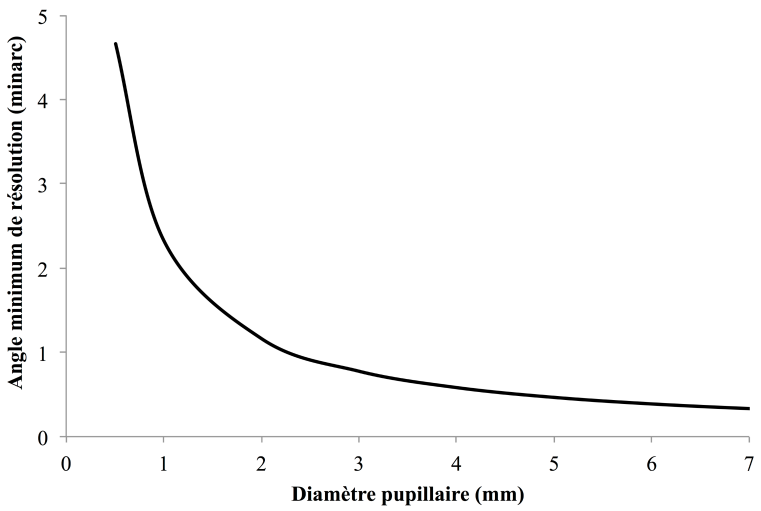


Figure 1.1 : Angle minimum de résolution en fonction du diamètre pupillaire limité par la diffraction.
Calculé grâce au critère de Rayleigh. La longueur d'onde considérée est 555nm.

On observe sur cette figure que plus le diamètre pupillaire est grand, plus la limite de résolution de l'œil est petite. Un œil limité uniquement par la diffraction obtiendrait donc de meilleures performances avec une grande taille pupillaire. Pour ces grands diamètres, l'impact de la diffraction sur la fonction de transfert de modulation (FTM) est en effet très faible, comme le montre la figure ci-dessous :

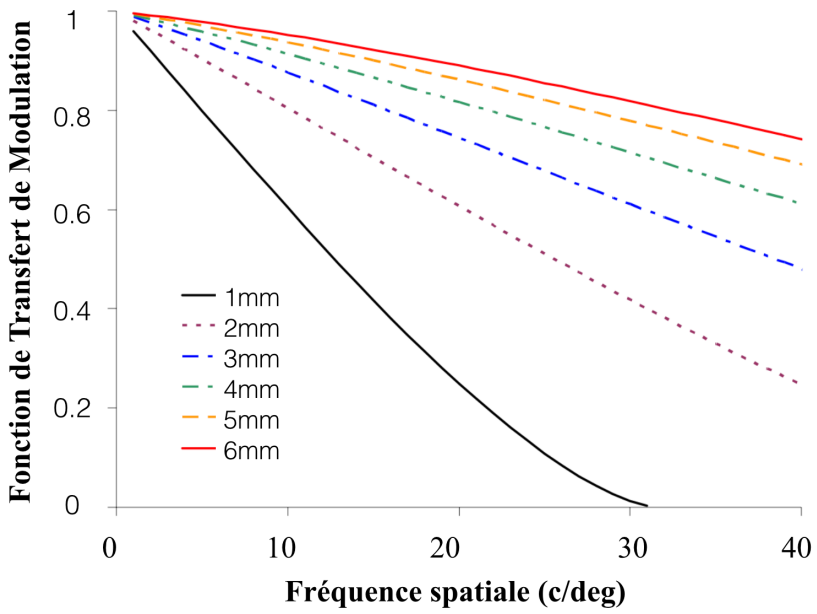


Figure 1.2 : Fonction de transfert de modulation en fonction de la fréquence spatiale pour différents diamètres pupillaires.
Ces calculs considèrent un oeil sans aberrations pour une longueur d'onde de 555nm.

Malgré ces performances améliorées pour la diffraction, lorsque le diamètre pupillaire dépasse 3mm, les aberrations monochromatiques ont un impact plus important que la diffraction (cf figure

suivante). Or, plus le diamètre pupillaire augmente, plus l'effet de ces aberrations monochromatiques est important (Charman, 1991). On observe sur la figure suivante l'évolution de l'image d'un point par un œil typique avec diffraction et aberrations. La tache d'Airy, typique du phénomène de diffraction, cède sa place à un pattern caractéristique des aberrations monochromatiques de l'œil quand le diamètre pupillaire augmente.

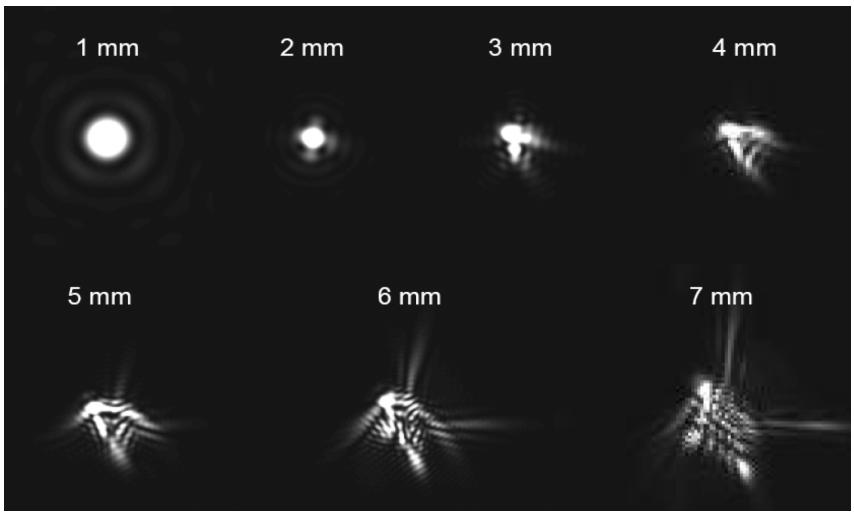


Figure 1.3 : Illustration d'une image d'un point par l'optique d'un œil pour différents diamètres pupillaires.
D'après Roorda, 2004.

1.2 La diffusion

Une fraction de la lumière rentrant dans l'œil va être diffusée par les différents dioptres de l'œil. Un quart de la diffusion est causée par la cornée (Vos & Boogaard, 1963 ; Boyton & Clarke, 1964), la moitié vient du cristallin (Beckman et al., 1994) et un quart des réflexions sur la rétine (Vos, 1963 ; Vos & Bouman, 1964). La diffusion va venir rajouter un fond lumineux uniforme sur la rétine, diminuant ainsi le rapport signal/bruit permettant la vision. Le contraste perçu est alors diminué.
La diffusion augmente particulièrement avec l'âge (Hemenger, 1984 ; Westheimer & Liang, 1994), doublant entre 20 et 70 ans (Ijspeert et al., 1990).

1.3 Les aberrations chromatiques

Les aberrations chromatiques de l'œil sont une conséquence de la différence d'indice de réfraction suivant la longueur d'onde qui apparaît dans les milieux transparents de l'œil. Ce phénomène se nomme la dispersion chromatique de la lumière. Plus la longueur d'onde est grande, et moins les rayons sont réfractés par les dioptres. Le principal effet de ce phénomène est de créer une différence de focalisation entre les rayons de longueurs d'onde différentes. Une différence de taille d'image rétinienne peut aussi être générée. Les aberrations chromatiques sont

matérialisées dans deux plans : le plan longitudinal et le plan transversal, donnant deux types d'aberrations chromatiques du même nom (i.e. aberration chromatique longitudinale et transversale).

Un point source polychromatique ne pourra pas donner une focalisation uniforme sur la rétine à cause de l'aberration chromatique longitudinale. Cette différence de focalisation est similaire entre les individus selon Thibos et al. (1992), reprenant une série de 13 études portant sur le sujet.

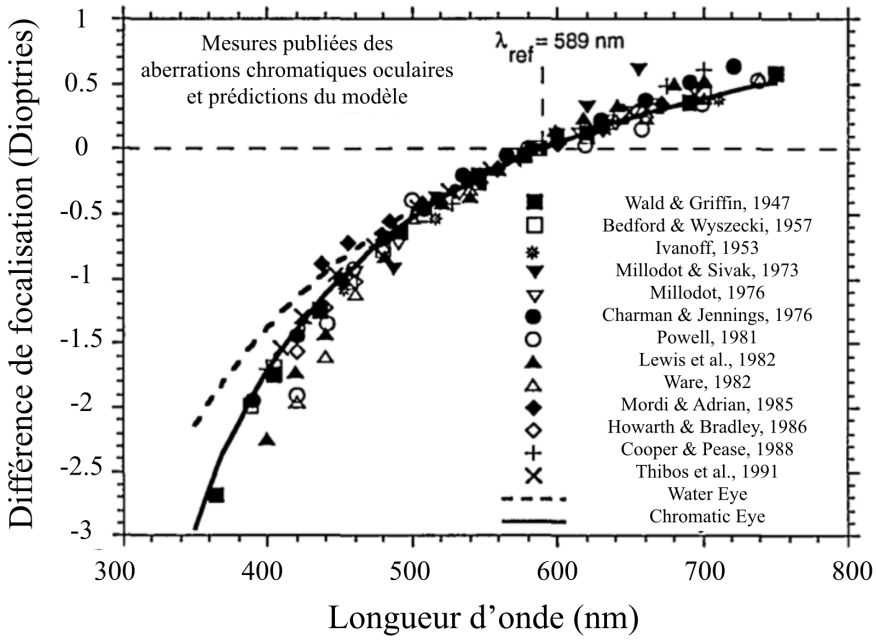


Figure 1.4 : Différence de focalisation en fonction de la longueur d'onde selon 13 études et deux modèles d'œil numérique.
D'après Thibos et al., 1992.

La différence de focalisation entre 400 et 700 nm indiquée sur le graphe précédent est de 2.20D environ. Cette différence ne change pas avec l'âge selon deux études (Howarth et al., 1988 ; Morrell et al., 1991). En revanche, elle est réduite en partie par la sensibilité spectrale de la rétine, à cause des différents types de photorécepteurs qui réagissent à des longueurs d'onde différentes. Lorsque le pic du spectre est correctement focalisé sur la rétine, seule une petite gamme de longueurs d'onde (i.e. de 500 à 610nm sur la figure suivante, correspondant à 0.5D de large sur la figure précédente) est efficace (i.e. sensibilité supérieure ou égale à 50% du pic).

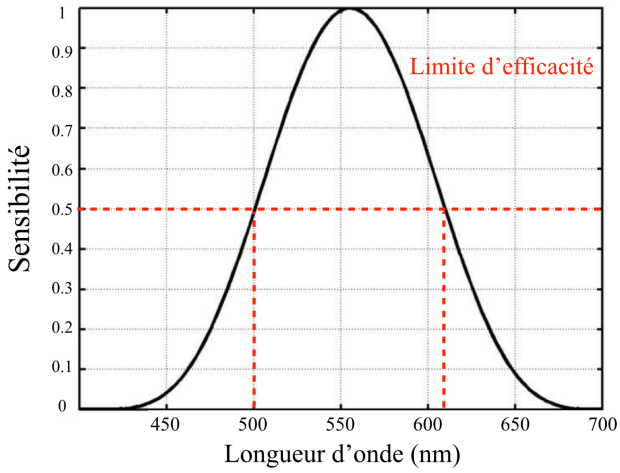


Figure 1.5 : Sensibilité de la rétine en fonction de la longueur d'onde en vision photopique V(λ).
Mise en place par la Commission Internationale de l'Éclairage. La gamme de longueurs d'onde ayant une sensibilité de 0.5 ou plus représente 0.5D (i.e. environ de 500 à 610nm).

Quand un objet est situé en dehors de l'axe optique, l'aberration chromatique transversale rentre en ligne de compte. En effet, la position et la taille relative de l'objet sur la rétine varient alors en fonction de la longueur d'onde.

L'aberration chromatique transversale est définie comme l'angle sous-tendu au point nodal de l'œil par le rayon visible de plus courte longueur d'onde (environ 400nm) et le rayon visible de plus grande longueur d'onde (environ 700nm). Cet angle varie en fonction de la position de l'objet dans le champ visuel du sujet.

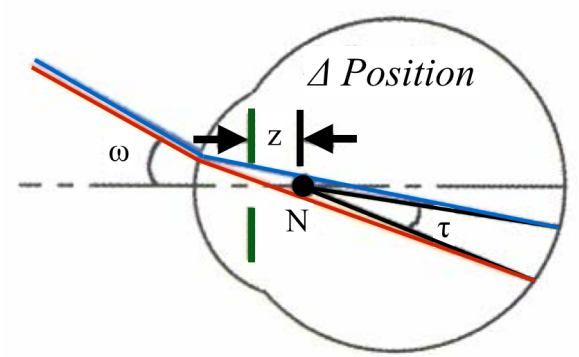


Figure 1.6 : Illustration de l'aberration chromatique transverse.
Elle provoque une différence de position des images rétiniennes entre les rayons de champ de faible longueur d'onde (i.e. bleu) et ceux de grande longueur d'onde (i.e. rouge). D'après Thibos, 2000a.

Lorsqu'un sujet regarde un objet sur l'axe optique, la vision n'est pas affectée par cette aberration chromatique transverse. Cependant, si on introduit une pupille artificielle, on peut entraîner un décentrement de celle-ci par rapport à l'axe optique et causer une aberration chromatique transversale.

Cette dernière a été mesurée sur 85 jeunes sujets par Rynders et al. (1995). Cette aberration chromatique transverse, contrairement à la longitudinale, se révèle très variable entre les individus

(i.e. de 0 à 2.5 minutes d'arc). La moyenne de la différence entre rayons rouges et bleus est de 0.82 minutes d'arc, soit environ la taille d'une lettre de -0.09 logMAR* (i.e. soit 12/10) sur une charte d'acuité visuelle. Cette distribution est illustrée sur la figure suivante.

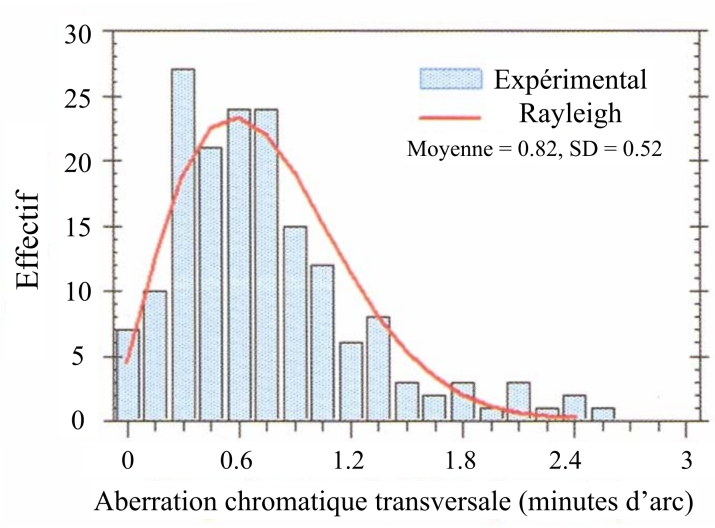


Figure 1.7 : Distribution de l'aberration chromatique transversale.
Représentation entre les rayons bleus à 497nm et les rouges à 605nm, chez 85 sujets. D'après Rynders et al., 1995.

La dernière conséquence de l'aberration chromatique transversale est une différence de grandissement entre images en fonction de leur longueur d'onde. Plus une image est grande (i.e. rayon incident plus périphérique), plus la différence de taille des images rétiniennes de longueur d'onde différentes augmente. Zhang et al., en 1993, ont calculé que cette différence de taille est de l'ordre de 1% chez l'homme, mais peut augmenter lors de l'introduction d'une pupille artificielle devant l'œil.

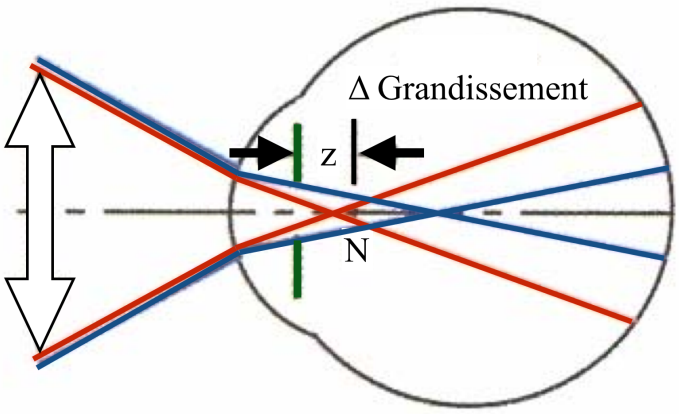


Figure 1.8 : Illustration de la différence de grandissement due à l'aberration chromatique transversale sur des rayons de champs.
D'après Thibos, 2000a.

*logarithme décimal du MAR, anglicisme d'AMR (angle minimum de résolution)

1.4 Les aberrations monochromatiques

Les aberrations monochromatiques, aussi appelées aberrations géométriques, sont le résultat des imperfections des dioptres de l'œil qui sont traversés par la lumière (Liang et al., 1994 ; Atchison & Smith, 2000). En effet, les irrégularités de ces dioptres engendrent des défocalisations légères qui se cumulent au fur et à mesure de l'avancée de la lumière dans l'œil et finissent par former un motif aberrant de focalisation sur la rétine. Plus la pupille est ouverte, plus l'influence de ces aberrations sur l'image rétinienne formée se fera ressentir.
Le front d'onde peut se définir comme la surface perpendiculaire à l'ensemble des rayons d'un faisceau lumineux. Il réunit l'ensemble des points d'une onde avec la même phase :

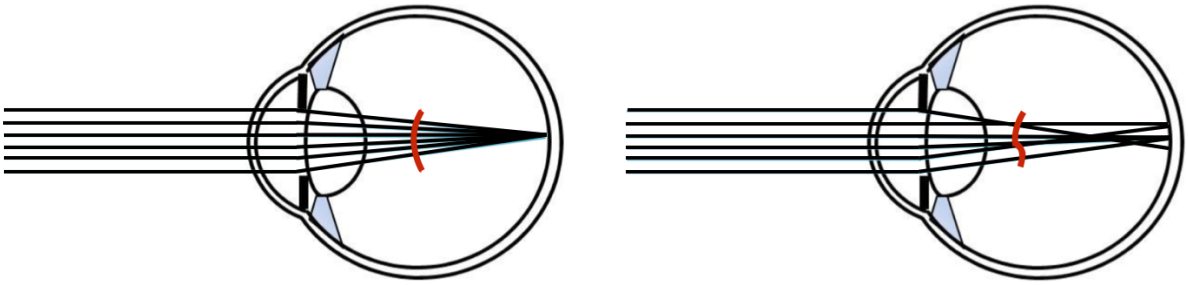


Figure 1.9 : Exemple de front d'onde (en rouge) pour un faisceau parfait (à gauche) et un faisceau imparfait (à droite).

Ainsi, pour un faisceau traversant un œil parfait, on obtient un front d'onde sphérique dont le centre correspond au point image. Pour un œil imparfait (i.e. « réel »), le front d'onde sera aberrant, soit non sphérique. On peut donc représenter les aberrations d'un œil en considérant la distance du front d'onde réel au front d'onde parfait à la pupille de sortie du système pour créer une carte de front d'onde (Charman, 1991).

1.4.1 La classification des aberrations de Zernike

Il est possible d'exprimer le front d'onde par des fonctions mathématiques appelées polynômes de Zernike qui permettent de le diviser en formes simples : les aberrations (i.e. coefficients de Zernike, Thibos, 2000b). Ces aberrations sont utilisées pour caractériser le front d'onde.
On obtient les polynômes de Zernike en multipliant 2 fonctions :

- Une fonction radiale dépendant du rayon r d'un point dans le plan pupillaire. Cette fonction caractérise l'évolution radiale de l'aberration, aussi appelée ordre radial (e.g. ordre 2 pour la fonction carré, ordre 3 pour la fonction cubique…
- Une fonction de fréquence angulaire dépendant du méridien θ d'un point dans le plan pupillaire. Cette fonction caractérise l'évolution angulaire m de l'aberration si celle-ci

n'est pas à symétrie de révolution (i.e. dans ce dernier cas cette fonction a une valeur nulle). Par exemple, pour m=1, on utilise cosθ ; pour m =-1, on utilise sinθ.

Pour quantifier globalement le niveau d'aberration présent dans un œil, on utilise l'écart quadratique moyen (i.e. dit « RMS » pour Root Mean Square) de l'erreur de front d'onde. On peut l'exprimer selon :

$$RMS = \sqrt{\sum_{i,j} (Z_i^j)^2} \qquad (1.2)$$

Où Z représente le coefficient de Zernike avec un ordre radial i et une fréquence angulaire j.

La représentation la plus commune de ces aberrations se présente sous la forme d'une pyramide des coefficients dite « pyramide de Zernike » :

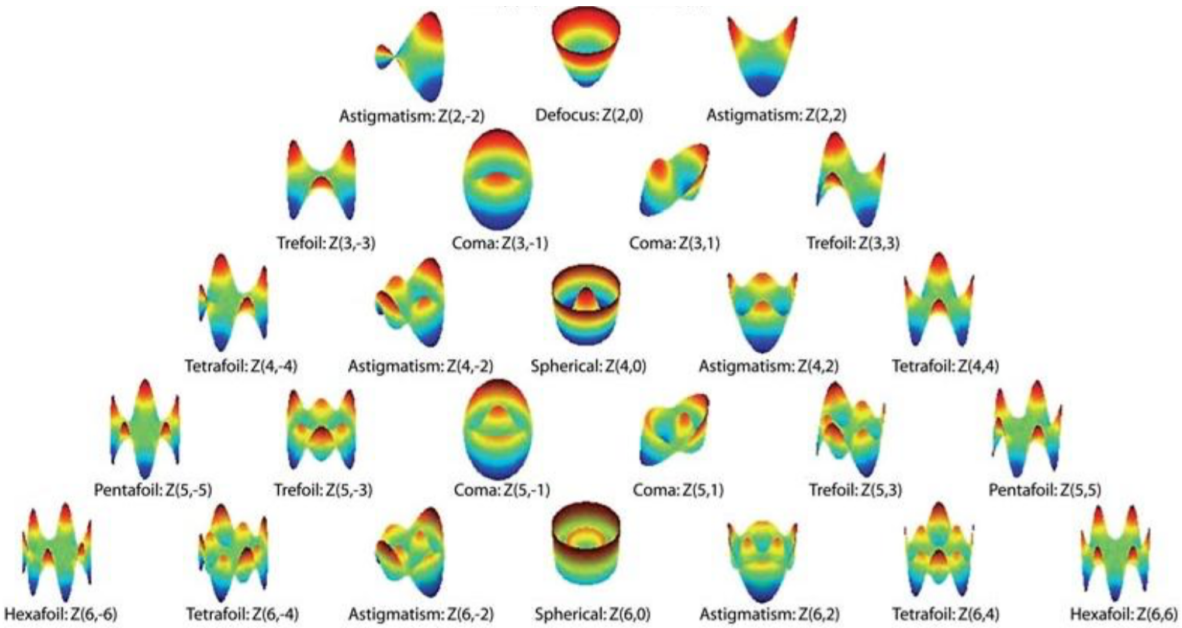


Figure 1.10 : Pyramide de Zernike présentant les principaux coefficients de Zernike utilisés pour caractériser les aberrations oculaires monochromatiques.

Les aberrations de second ordre présentes sur la première ligne de la pyramide de la figure 1.10 sont dites aberrations d'ordre inférieur (i.e. on les corrige grâce à des lunettes ou lentilles de contact). À partir du 3ème ordre, ce sont les aberrations d'ordre supérieur, qui ne peuvent pas être corrigées grâce à des lunettes.

Le terme d'ordre 0 (i.e. Z_0^0) est le piston, les termes d'ordre 1 (i.e. Z_1^{-1} et Z_1^1) sont les termes de tilt vertical et horizontal.

Pour l'ordre 2, le terme à symétrie de révolution (i.e. Z_2^0) est le défaut de sphère (i.e. defocus en anglais) correspondant aux défauts optiques que sont la myopie et l'hypermétropie. Les 2 autres

termes de l'ordre 2 (i.e. Z_2^{-2} et Z_2^2) correspondent à l'astigmatisme à ±45° et à l'astigmatisme à ±90°.
Pour l'ordre 3, les termes les plus au centre (i.e. Z_3^{-1} et Z_3^1) correspondent au défaut de coma, donnant une image en aigrette. Sur les côtés de l'ordre 3, on retrouve les trefoil (i.e. Z_3^{-3} et Z_3^3). Pour l'ordre 4, on retrouve au centre de la pyramide une aberration à symétrie de révolution qui se nomme l'aberration sphérique (i.e. Z_4^0). Au centre de l'ordre 6, on retrouve de la même façon l'aberration sphérique secondaire (i.e. Z_6^0).

1.4.2 Les aberrations présentes dans un œil humain

Les aberrations monochromatiques de l'œil correspondent aux irrégularités des dioptres cornéens antérieur et postérieur, ainsi qu'à ceux du cristallin. Les milieux hétérogènes de l'œil comme le corps vitré, l'humeur aqueuse et le film lacrymal engendrent aussi des aberrations. C'est pour cette raison que le docteur Hermann Von Helmholtz aurait déclaré une célèbre boutade après avoir énuméré les défauts optiques de l'œil, à savoir que :
« si un opticien venait {lui} apporter un instrument entaché de pareils défaut, {il} le lui {renverrait} avec les plus vifs reproches. »

Les aberrations que l'on retrouve dans un œil humain peuvent varier fortement d'un individu à l'autre selon différents critères : âge, amétropie, diamètre pupillaire. Malgré ces différences dans l'absolu, certaines valeurs relatives sont récurrentes au sein de la population :

Les aberrations du second ordre sont largement les plus importantes en proportion. En effet, les termes de défaut de sphère (i.e. Z_2^0) et d'astigmatisme (i.e. Z_2^{-2} et Z_2^2) représentent à elles seules 90% du RMS total. À titre de comparaison, le 3ème ordre représente moins de 10%, le 4ème ordre moins de 4% et le 5ème ordre moins de 2% du RMS total (Castejon-Mochon et al., 2002 ; Guirao et al., 2002).

Proportion du RMS total	Casteron-Mochon et al., 2002. Pupille=5mm, n=108	Casteron-Mochon et al.,2002. Pupille=7mm, n=108	Guirao et al.,2002. Pupille=5.7mm, n=218
Aberrations 2nd ordre	90.8%	86.2%	92.0%
Aberrations 3ème ordre	6.4%	8.0%	4.4%
Aberrations 4ème ordre	2.6%	3.9%	3.0%
Aberrations 5ème ordre	0.2%	1.5%	0.6%

Table 1.1 : Proportion du RMS total pour les différents ordres radiaux d'aberrations.
D'après Castejon-Mochon et al., 2002 et Guirao et al., 2002.

En 2006, Salmon & van de Pol ont récapitulé les mesures d'aberrations obtenues dans 10 études, permettant de connaître les valeurs d'aberrations présentes dans un œil sur une population très importante (i.e. plus de 2000 sujets).
Plus l'ordre de l'aberration observée est bas (i.e. haut dans la pyramide), plus cette aberration est présente dans l'œil. Ainsi, les aberrations d'ordre supérieur les plus rencontrées dans un œil sont la coma, le trefoil et l'aberration sphérique primaire :

Quantité d'aberrations (µm RMS)	Diamètre pupillaire = 5mm Nombre de sujets = 2560	Diamètre pupillaire = 6mm Nombre de sujet = 2205
Coma	0.109±0.069	0.185±0.118
Trefoil	0.095±0.058	0.147±0.091
Aberrations du 3ème ordre	0.153±0.075	0.251±0.123
Aberration sphérique primaire	0.064±0.049	0.128±0.096
Aberrations 4ème ordre	0.090±0.046	0.169±0.090
Aberrations 5ème ordre	0.030±0.016	0.067±0.034
Aberrations 6ème ordre	0.020±0.011	0.057±0.030
Aberrations 3ème au 6ème ordre	0.186±0.078	0.327±0.130

Table 1.2 : Quantité d'aberrations absolues (en µm RMS) pour les principaux ordres d'aberrations monochromatiques et coefficients de Zernike pour 2 diamètres pupillaires.
D'après Salmon & van de Pol, 2006.

1.4.3 Aberrations cornéennes

On emploie le terme aberrations cornéennes pour désigner les aberrations produites par la cornée. Cependant, cette appellation est un abus de langage car seules les aberrations produites par la face antérieure de la cornée sont considérées lorsque l'on parle d'aberrations cornéennes. En effet, ce dioptre, à lui seul, représente les deux tiers de la puissance oculaire (Atchison & Smith, 2000). Cette puissance dominante fait du dioptre cornéen antérieur l'un des plus importants lors de la caractérisation des aberrations oculaires. Pour l'évaluer, on utilise une mesure de la topographie de la surface cornéenne grâce à un topographe (Applegate et al., 1996 ; Barbero et al., 2002). Une étude a également montré que ces aberrations cornéennes sont variables selon les individus (Guirao & Artal, 2000).
En terme de valeur, Wang et al. (2003a) ont reporté une valeur moyenne des aberrations cornéennes de 0.479±0.124µm RMS dont 0.280±0.086µm d'aberrations sphérique primaire et 0.248±0.135µm de coma pour une pupille de 6mm. Plus récemment, Philip et al. (2012) ont trouvé une valeur moyenne de l'aberration sphérique primaire de 0.122µm pour la cornée, alors que pour l'oeil total elle était de 0.061µm, soit moitié moins (i.e. pupille de 5mm). Cette différence entre l'aberration sphérique cornéenne et totale est due aux aberrations internes de l'oeil.

1.4.4 Aberrations internes

Les aberrations internes ne sont jamais mesurées réellement. En effet, on obtient la valeur des aberrations internes en soustrayant les aberrations cornéennes aux aberrations totales. Par conséquent, les aberrations internes correspondent à la somme des aberrations cristaliniennes et cornéennes postérieures. Les aberrations de la cornée postérieure, même si elles sont prises en compte dans ce calcul, restent très faibles selon Dubbelman et al. (2007). Cela s'explique par le fait que la différence d'indice de réfraction entre la cornée et l'humeur aqueuse est faible, d'après Atchison & Smith (2000).
Il est intéressant de noter que Wang et al. (2003a) ont reporté une forte valeur d'aberration sphérique cornéenne (i.e. 0.280µm pour une pupille de 6mm) qui ne se retrouve pas dans les aberrations totales de l'œil (i.e. 0.128µm pour une pupille de 6mm selon Salmon & van de Pol, 2006, cf table 1.2). Cela s'explique par le fait que la traversée du cristallin provoque une aberration sphérique négative qui vient s'opposer à celle (positive) de la cornée antérieure. Ce fait a été supposé il y a déjà de nombreuses années par plusieurs équipes (El Hage & Berny, 1973 ; Millodot & Sivak, 1979). Plus tard, une compensation de l'astigmatisme cornéen par le cristallin a été mesurée, et correspond à 41% de cet astigmatisme cornéen (Kelly et al., 2004). La compensation des aberrations d'ordre supérieur a aussi été confirmée. Kelly et al., en 2004, ont ainsi trouvé que pour la coma latérale et l'aberration sphérique primaire, celle-ci correspondait respectivement à 51 et 36%.

1.4.5 Facteurs principaux influençant les aberrations

1.4.5.1 La pupille :

Comme le montre la table 1.3, le niveau d'aberration d'un œil évolue fortement selon le diamètre pupillaire considéré (Wang et al., 2003b). En effet, la valeur du polynôme de Zernike tenant compte de l'ordre radial est logiquement fortement modifiée lorsque le rayon pupillaire concerné est modifié.

	Augmentation du RMS en fonction du diamètre pupillaire		
Coefficient(s) de Zernike	**4 à 5mm**	**5 à 6mm**	**valeur de p**
Coma verticale	1.87	1.61	0.05
Coma horizontale	1.79	1.68	0.03
Aberration sphérique	1.69	2.09	0.0001
Total trefoil	1.45	1.37	0.1
Total coma secondaire	1.44	1.74	0.001
Total ordre 3	1.54	1.46	0.0001
Total ordre 4	1.59	1.88	0.0001
Total ordre 5	1.71	1.51	0.113
Total ordre 6	1.87	1.60	0.093

Table 1.3 : Augmentation du RMS en fonction du diamètre pupillaire.
D'après Wang et al., 2003b.

Ainsi, en moyenne pour les ordres 3 à 6, le niveau de RMS augmente de 67,75% entre une pupille de 4 et 5mm, et de 61,25% entre une pupille de 5 et 6mm.

1.4.5.2 L'âge :

L'âge est un facteur d'influence des aberrations monochromatiques d'ordre supérieur qui a été très étudié.
Dès 1999, Oshika et al. ont trouvé une augmentation des aberrations totales avec l'âge sur une pupille de 7mm ($r=0.55$, $p<0.001$). Selon la même étude, les aberrations sans symétrie de

révolution évoluent significativement avec l'âge ($r=0.56$, $p<0.001$), mais ce n'est pas le cas pour les aberrations à symétrie de révolution (i.e. aberrations sphériques, $r=0.12$, $p=0.166$).

Guirao et al., en 2000, ont remarqué à l'inverse que les aberrations d'ordre supérieur augmentaient avec l'âge de façon significative ($p<0.003$).

Les aberrations du 6ème ordre (i.e. principalement l'aberration sphérique secondaire) de la cornée augmentent également avec l'âge (Atchison et al., 2008). Au contraire, Smith et al. (2001) ont montré que les aberrations cornéennes étaient relativement stables au cours de la vie, et que ce serait à cause de l'évolution des aberrations internes (i.e. diminution de la compensation des aberrations cornéennes par le cristallin).

En 2001, McLellan et al. ont identifié une augmentation significative des aberrations d'ordre supérieur avec l'âge, comme le reste de la littérature, même si une grande variabilité interindividuelle a été constatée et l'augmentation des aberrations n'était pas significative lorsque les auteurs n'analysaient que les aberrations du 3ème ordre.

Brunette et al. (2003) ont mesuré les aberrations sur une pupille de 5mm de 114 sujets de 5 à 83ans. Il a été constaté une diminution des aberrations avant 30 ans (jusqu'au 7ème ordre). Après, il y a une stabilisation entre 30 et 50 ans. Après 50 ans, les aberrations d'ordre supérieur augmentent avec l'âge. Un résultat intéressant s'oppose à ceux de McLellan et al. (2001). En effet, ils ont observé un effet important de l'âge sur le 3ème ordre, mais moins sur le 4ème ordre.

En 1999, Calver et al. ont mesuré les aberrations de sujets répartis dans deux groupes d'âge : un groupe de sujets jeunes (i.e. âge moyen = 24.2ans) et un groupe de sujets âgés (i.e. âge moyen = 68.0ans). Même s'il n'existait aucune différence significative d'aberrations entre les deux groupes, les aberrations du 3ème et 4ème ordre étaient plus importantes dans le groupe de sujets le plus âgé. Ces résultats spécifiques sont cependant à nuancer puisque les mesures étaient prises sans contrôle du diamètre pupillaire (i.e. la pupille habituelle du sujet était retenue).

Il existait donc une controverse sur l'effet de l'âge sur le niveau d'aberrations monochromatiques d'ordre supérieur, jusqu'à ce que Applegate et al. (2007) viennent quantifier l'influence de ces deux facteurs sur le niveau d'aberrations. Pour cela, ils ont pris 146 sujets pour lesquels 5 diamètres pupillaires ont été testés.

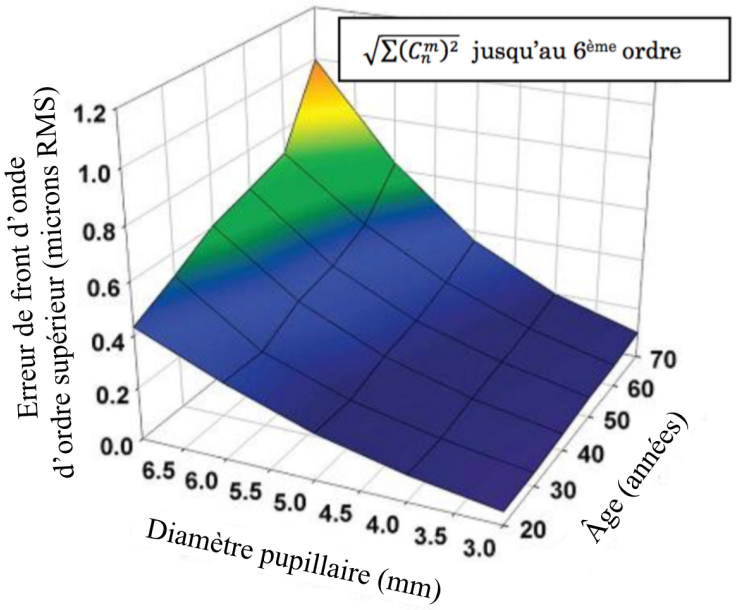


Figure 1.11 : Erreur de front d'onde en fonction du diamètre pupillaire et de l'âge.
Valeurs pour les aberrations monochromatiques d'ordre supérieur du 3ème au 10ème ordre. D'après Applegate et al., 2007.

L'âge a un effet beaucoup plus important si la pupille du sujet est importante selon la figure 1.11. Cette augmentation de l'effet de l'âge est très forte à partir d'une pupille de diamètre 5mm. L'évolution des aberrations au cours de la vie est selon la même étude plus importante que pour le 3ème ordre que pour le 4ème. Cependant, lorsque l'on considère les coefficients de Zernike séparément, l'aberration sphérique primaire (i.e. 4ème ordre) a une plus forte évolution que le trefoil et la coma.
La quantification donnée par Applegate et al. du niveau d'aberrations monochromatiques d'ordre supérieur en µm RMS selon l'âge et le diamètre pupillaire :

$$LogRMS = 0.0063 \times \hat{a}ge + 0.2374 \times \phi pup - 2.1233 \qquad (1.3)$$

L'équation 1.3 montre donc qu'il existe une augmentation des aberrations d'ordre supérieur avec l'âge pour un unique diamètre pupillaire. Malgré cela, il se trouve que le diamètre pupillaire diminue avec l'âge (Winn et al., 1994). Cette diminution entraine donc, toujours selon l'équation 1.3 d'Applegate et al. (2007), une diminution du niveau d'aberration d'ordre supérieur, qui vient compenser, au moins en partie, l'augmentation provoquée par le vieillissement.

1.4.5.3 L'amétropie :

Comme pour l'âge, l'impact de l'amétropie (i.e. défaut visuel) sur le niveau d'aberrations de l'œil a été très étudié et des controverses existent entre les différentes études (Porter et al., 2001 ; He et al., 2002 ; Cheng et al., 2003 ; Charman, 2005).
Dans une première étude portant sur 109 sujets, Porter et al. (2001) ont trouvé une absence de corrélation entre les différents coefficients de Zernike. L'amétropie n'a donc pas, selon cette première étude, d'impact sur les autres aberrations. He et al., en 2002, n'ont trouvé aucune différence significative entre les niveaux de RMS de sujets myopes et emmétropes lorsque seules les aberrations d'ordre 3 ou plus étaient prises en compte. Les deux seuls groupes présentant une différence entre eux étaient les groupes d'enfants myopes et d'enfants emmétropes, cette différence n'étant plus significative à l'âge adulte. Cheng et al. (2003) ont quant à eux trouvé que le niveau d'aberrations n'était pas corrélé à la myopie ou à l'hypermétropie. Cependant, dans leur étude, les astigmates semblaient présenter un niveau d'aberrations légèrement supérieur statistiquement significatif.
Dans une étude récapitulative concernant l'évolution myopique et les aberrations, Charman (2005) a fini par conclure que les myopes ne semblent pas présenter d'aberrations d'ordre supérieur plus importantes que les sujets hypermétropes ou emmétropes.

Toutes les aberrations mentionnées précédemment viennent donc caractériser la qualité optique d'un oeil. Cependant, l'optique n'est pas le seul facteur qui vient influencer la qualité de la vision : le cerveau a aussi un rôle prépondérant dans la vision.

1.5 L'interface optique-neurones : les photorécepteurs

L'ultime partie du chemin optique emprunté par les rayons lumineux traversant l'œil est l'interface entre l'optique et les neurones qui transmettront l'information visuelle au cerveau. Il s'agit des photorécepteurs. Les photorécepteurs agissent comme des panneaux solaires qui captent la lumière.

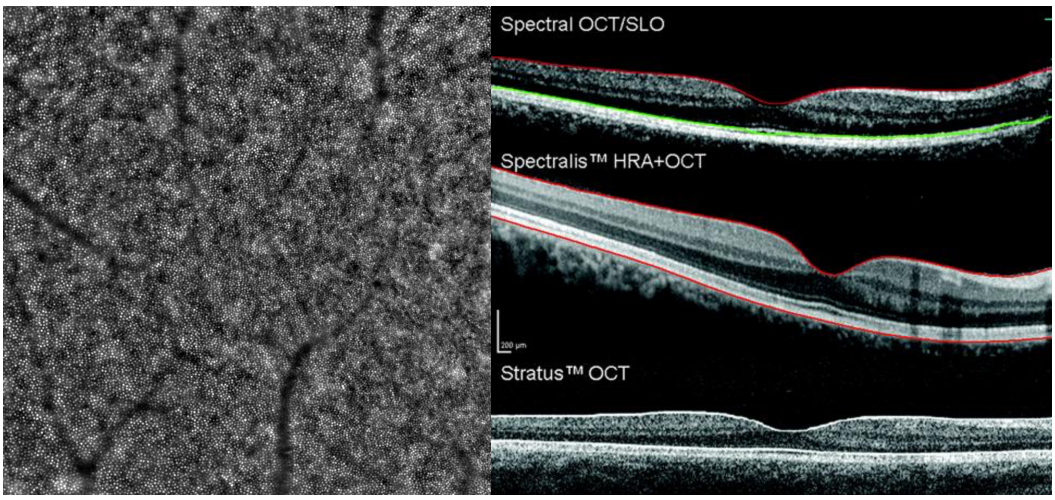


Figure 1.12 : Images des photorécepteurs et de la rétine.
(Gauche) Image en face super-résolue des photorécepteurs rétiniens obtenue au laboratoire par un système d'optique adaptative couplée à une caméra rétinienne (i.e. rtx1®, Imagine Eyes, Orsay, France). (Droite) Images de rétines en coupe obtenues par différents appareils de tomographie en cohérence optique. D'après Wolf-Schnurrbusch et al. (2009).

Cependant, les photorécepteurs imposent une limite à la vision humaine. En effet, à l'instar des pixels présents sur n'importe quel écran, les photorécepteurs viennent déterminer la résolution de la vision. Ainsi, ils fixent une limite d'échantillonnage d'une image perçue, qui vient empêcher de distinguer les détails trop fins. Cette limite de résolution neuronale, aussi appelée fréquence Nyquist, dépend donc directement de la concentration en cellules photoréceptrices présentes sur la rétine du sujet.

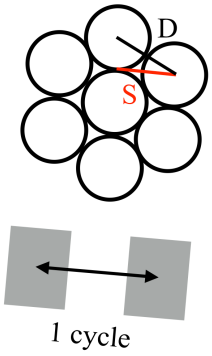


Figure 1.13 : Illustration de l'arrangement triangulaire des photorécepteurs.
Le cycle représenté en dessous correspond au cycle le plus petit détectable par cet arrangement (i.e. limite Nyquist).

L'arrangement triangulaire décrit dans la figure précédente implique donc une limite de résolution calculable (Snyder & Miller, 1977 ; Hirsch & Curcio, 1989 ; Thibos, 2000b) comme suit :

$$
\begin{aligned}
&S = 2.5\mu m \\
&2.5\mu m \approx 0.5' \\
&D = \frac{\sqrt{3}}{2} S \\
&1cycle = 2 \times D \\
&Fréquence_{\max} = \frac{1}{2D} = \frac{1}{S\sqrt{3}} \\
&Fréquence_{\max} \approx 69 cycles / ° \approx 23/10
\end{aligned}
\qquad (1.4)
$$

La limite Nyquist correspond donc environ à une acuité visuelle de 23/10. La conversion de microns en minutes d'arc est donnée par la moyenne observée par Yoon & Williams (2002). L'espace moyen entre 2 cônes fovéaux va selon cette étude de 0.42 à 0.54 minutes d'arc.
La limite de résolution ainsi définie a pour conséquence un risque de mauvaise intégration corticale de l'image, pouvant conduire à une erreur d'interprétation par le cerveau.
Lorsqu'une erreur d'interprétation arrive, le sous-échantillonnage de l'image produit une perception aléatoire. Par exemple, un réseau sinusoïdal sous-échantillonné aura une apparence zébrée irrégulière en motifs moirés appelée aliasing (Campbell & Green, 1965 ; Burton, 1972 ; Williams, 1985).

1.6 L'effet Stiles-Crawford

L'effet Stiles-Crawford (Stiles & Crawford, 1933) rend compte de la différence d'efficacité lumineuse des rayons pénétrant dans l'œil, en fonction de leur angle d'incidence par rapport au centre de la pupille. En effet, un rayon lumineux stimulant un cône de manière oblique sera moins efficace qu'un rayon arrivant dans son axe principal, et ce pour une raison très simple : lorsqu'un rayon arrive depuis la périphérie du cône, il va rencontrer le bord de la cellule qui va en réfléchir une partie qui pourra continuer à stimuler le cône. La partie réfractée du rayon, en revanche, va faire perdre une partie de l'efficacité lumineuse au rayon incident oblique. Par conséquent, l'efficacité lumineuse d'un rayon provenant de la périphérie de la pupille sera moindre que celle d'un rayon provenant du centre de la pupille (figure 1.14 A). Il en résulte que les rayons provenant de la périphérie pupillaire influencent moins la qualité de l'image rétinienne, que les rayons centraux. L'effet des aberrations oculaires étant d'autant plus important que le diamètre pupillaire s'agrandit, l'effet Stiles-Crawford réduit l'impact des aberrations sur la qualité de l'image rétinienne (Artal, 1989). De la même manière, l'impact de l'effet Stiles-Crawford sur les performances visuelles diminue avec le diamètre pupillaire (Felipe et al., 1997 ; Atchison et al., 1998).
L'effet Stiles-Crawford peut être modélisé par l'équation suivante:

$$EL(r) = 10^{-\rho(r^2)} \qquad (1.5)$$

Où EL correspond à l'efficacité lumineuse d'un rayon lumineux (i.e. rapport de luminance entre un faisceau lumineux fixe entrant dans l'œil par le centre de la pupille et le faisceau lumineux considéré entrant en un point donné de la pupille distinct du centre), r est la distance (en mm) entre le rayon considéré et le rayon de meilleure efficacité lumineuse, dans le plan de la pupille, et ρ est le facteur d'atténuation (en mm^{-2}). Applegate & Lakshminarayanan (1993) ont trouvé que le pic de l'effet Stiles-Crawford (i.e. maximum d'efficacité lumineuse) était décalé de 0.51 mm en nasal et de 0.20 mm en hauteur par rapport au centre de la pupille, et que le facteur d'atténuation ρ de l'effet Stiles-Crawford était de 0.047 mm^{-2} horizontalement et 0.053 mm^{-2} verticalement. La figure 1.14 B présente l'évolution de l'efficacité lumineuse d'un rayon lumineux, en fonction de son point d'incidence dans le plan de la pupille, obtenue à partir des données précédemment citées.

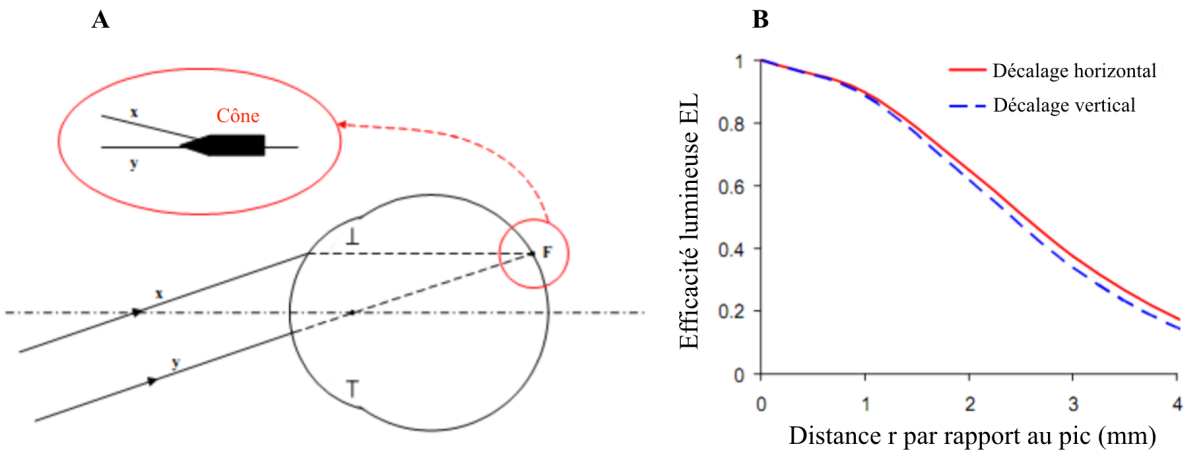


Figure 1.14 : A : Illustration de l'effet Stiles-Crawford. B : Efficacité lumineuse en fonction de la distance par rapport au pic, i.e. localisation dans le plan pupillaire.
D'après Applegate & Lakshminarayanan, 1993.

L'optique de l'oeil, comme nous venons de la décrire, est donc une variable difficile à maîtriser pour les cliniciens, et dont la connaissance leur est par conséquent fondamentale. L'optique de l'oeil va notamment influencer directement les performances visuelles mesurées en clinique.

1.7 Performances visuelles

La première solution qu'il est possible de choisir pour évaluer la qualité visuelle fournie par une optique est de tester les performances visuelles obtenues par les sujets avec cette optique. La performance visuelle la plus couramment évaluée en clinique est l'acuité visuelle.

1.7.1 Acuité visuelle

L'acuité visuelle correspond à la taille de l'optotype (e.g. une lettre) le plus petit que l'œil peut résoudre à une distance donnée. À cette distance, l'angle sous-tendu par le détail de l'optotype se nomme l'AMR (i.e. angle minimum de résolution).

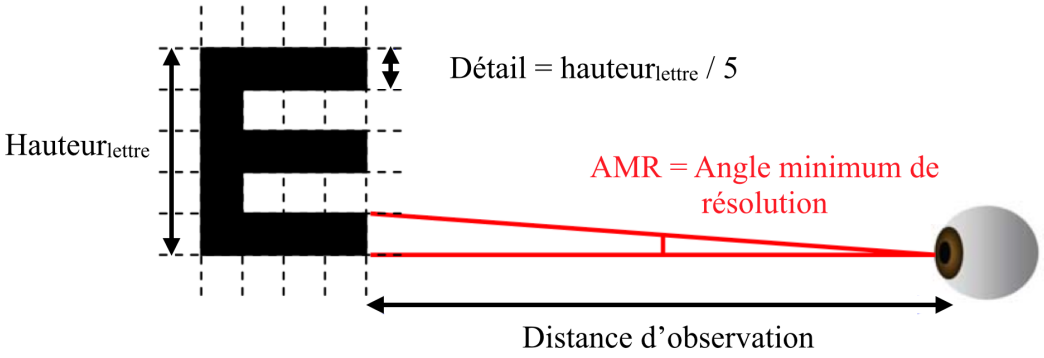


Figure 1.15 : Schéma de principe définissant l'angle minimum de résolution sous-tendu par le détail d'un optotype.

Il est calculé en effectuant un simple rapport :

$$1 / \text{AMR (minutes d'arc)} = \text{Acuité visuelle (décimale)} \quad (1.6)$$

Cet AMR peut s'exprimer dans plusieurs unités, l'acuité logMAR étant le logarithme de l'AMR, et l'acuité décimale correspondant à l'inverse de l'AMR.

1.7.2 Sensibilité au contraste

1.7.2.1 Définition

Les objets vus, pour être distingués du fond ou d'autres objets, nécessitent une différence suffisante de luminance et de couleur. La différence de luminance est la plus importante des deux paramètres précédents. Si l'on excepte donc la vision colorée, la sensibilité au contraste est primordiale. (Barten P.G.J., 1999)

La différence de luminance qui importe n'est pas en valeur absolue, mais en valeur relative. Ainsi, c'est le ratio de la différence entre les deux luminances considérées sur la somme de ces deux luminances qui est appelé contraste (ie. Contraste de Michelson) :

$$\frac{L\max - L\min}{L\max + L\min} \qquad (1.7)$$

Formule du contraste de Michelson

La sensibilité au contraste, correspond à l'inverse du seuil de contraste le plus faible détecté par l'œil du sujet. Cette mesure est valable pour une fréquence spatiale donnée. On peut donc mesurer la sensibilité au contraste en faisant varier la fréquence spatiale de façon à obtenir une courbe de sensibilités au contraste : c'est la fonction de sensibilité au contraste. De plus, cette fonction de sensibilité au contraste peut être exprimée en fonction de la fréquence temporelle (i.e. fréquence à laquelle le pattern de contraste s'inverse dans le cas d'un réseau non statique).

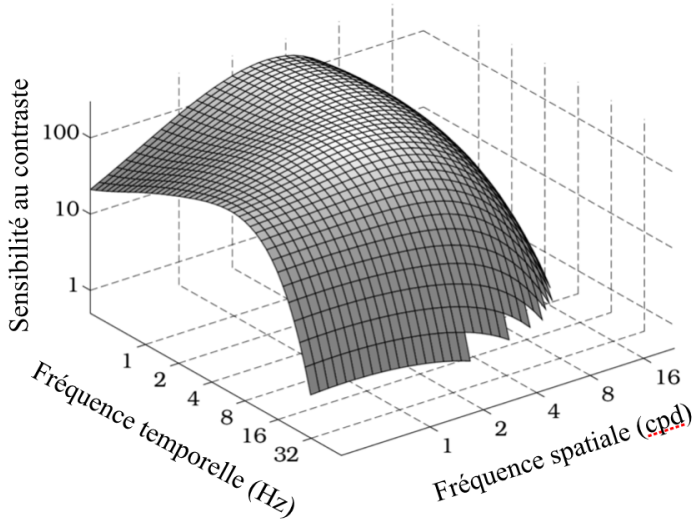


Figure 1.16 : Exemple de mesures de fonction de sensibilité au contraste.
Wandell, Foundations of Vision, Ch7, Stanford University d'après Kelly, 1977

1.7.2.2 Normes de la sensibilité au contraste

Chez des sujets normaux (i.e. sans pathologies oculaires), la norme de la fonction de sensibilité au contraste correspond à un pic entre 3 et 6 cycles par degrés suivant les études, et à une baisse dans les plus faibles et les plus hautes fréquences spatiales. La baisse dans les faibles fréquences spatiales est due à des facteurs neuronaux (i.e. champs récepteurs des cellules ganglionnaires)

alors que la baisse dans les hautes fréquences spatiales a une cause supplémentaire : elle est aussi limitée par la qualité optique de l'œil.

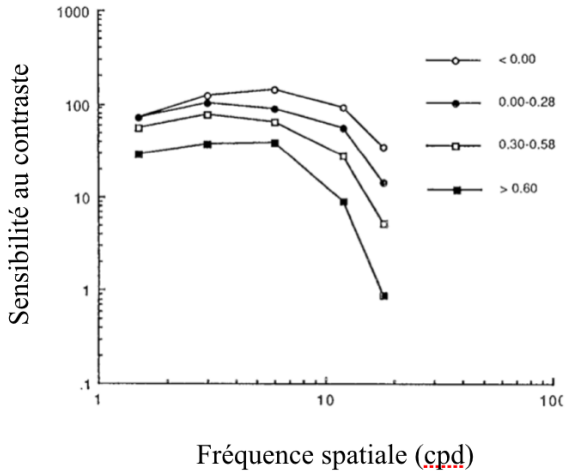


Figure 1.17 : Seuil de sensibilité au contraste en fonction de la fréquence spatiale pour 4 niveaux d'acuité visuelle en logMAR.
D'après Brown & Lovie-Kitchin, 1989.

Dans une étude réalisée sur 265 sujets, Ginsburg et al. (Ginsburg et al., 1984) ont testé la sensibilité au contraste dans plusieurs conditions. Ces différentes conditions ont notamment été la mesure sur réseaux statiques et défilants, de plus 6 sujets ont été retestés six mois après pour vérifier la stabilité de la fonction de sensibilité au contraste. La routine de test impliquait le port de la correction habituelle, l'utilisation de la méthode des limites ascendantes, et un âge minimum de 21 ans des sujets.

La répétabilité est bonne sur six mois puisque très peu de différence a été observée pour ces six sujets re-testés (aucun chiffre à l'appui cependant, la seule précision est qu'aucun pattern particulier n'a été détecté dans les faibles différences observées). Ce résultat confirme une étude précédente de la même équipe (Ginsburg & Cannon, 1983).

La sensibilité aux réseaux défilants (à 5 deg/sec) est meilleure que celle des réseaux statiques à basses fréquences spatiales (<4cpd) uniquement.
De fortes variations interindividuelles ont été constatées dans ces études (Brown & Lovie-Kitchin 1989, Ginsburg & Cannon, 1983) et s'expliqueraient par des différences biologiques selon les derniers auteurs. Cependant, aucune explication sur quelles différences biologiques interviendraient n'est proposée. Ces différences de sensibilités au contraste entre les sujets ont une grande conséquence dans la vie des sujets, puisqu'elles influent sur leur capacité à détecter des objets ou cibles dans la nuit ou le brouillard (i.e. conditions de contraste réduit).

1.7.3 Tolérance au flou

La tolérance au flou correspond par définition au niveau de flou qu'un sujet est capable d'accepter. Cette notion qui se rapporte à la qualité visuelle existe depuis longtemps dans la littérature : elle est appelée la profondeur de champ.

On peut mesurer la profondeur de champ d'un sujet de manière totalement subjective (i.e. sans mesure de performance visuelle). Cette méthode consiste à encadrer la zone qu'il juge acceptable, en faisant varier la proximité, selon le critère fixé. Par exemple, Rocha et al. (2009) ainsi que Bénard et al., (2010) ont choisi une cible d'acuité visuelle de 20/50, alors que Plakitsi et Charman (1995) ont opté pour une cible de 0.3 LogMAR d'acuité visuelle.
Atchison et al. (2005) de même que Ciuffreda et al. (2006), ont défini certains critères afin de mesurer la profondeur de champ. De ce fait, une profondeur de champ peut être mesurée avec différents critères de flou et avec différentes méthodes de mesure.
Ainsi, 3 niveaux de flou ont été définis par Atchison et al. (2005). Le « First Noticeable / Just Noticeable blur* » correspond au premier seuil de détection de changement dans la précision et la netteté de la lettre. Le « Just Troublesome blur* » indique la position donnant un manque de clarté à la cible. Le « Just Objectionable blur* » est défini comme un flou qui ne serait pas accepté au quotidien.
Les niveaux définis par Atchison et al. (2005) sont très proches de ceux proposés par Ciuffreda et al. (2006).
Le « Detectable blur* » correspond au premier defocus qui rend la cible un peu moins nette que dans la configuration optimale.

*Les anglicismes ont été maintenus afin de ne pas perdre de sens lors de la traduction

Table 1.4 : Valeur de la profondeur de champ pour le « detectable blur ».

Auteur	Sujets	Cible	Critère	Diamètre pupillaire	Profondeur de champ
Campbell (1957)	1 sujet	Black discs	Smallest noticeable blur	2mm 4mm 6mm	0.88D 0.48D 0.36D
Oshima (1958)	1 sujet emmétrope	Maps (Albedo)	Distinct vision	2mm	0.05D
Burton & Haig (1984)	4 sujets	Vehicule, cottage, random pattern et disque de 23,3'	Just noticeable level	2mm	0.23D
Haig & Burton (1987)	4 sujets	Vehicule, cottage, random pattern et disque de 23,3'	Just noticeable level	2mm	0.21D
Atchison et al. (1997)	9 sujets, de 20 à 58 ans	0.3 logMAR Snellen E	Just noticeable blur	2mm 4mm 6mm	0.86D 0.59D 0.55D
Rosenfield et al. (1999)	12 myopes 12 emmétropes	6 lignes de lettres de 0.066 logMAR	Just Detectable Blur	2mm	0.38D 0.22D
Legras et al. (2004a)	3 sujets de 20 à 40 ans	E de 0.4 logMAR	2AFC (premier détectable)	6mm	0.28D
Atchison et al. (2005)	15 sujets de 17 à 49 ans.	Line of 3 letters of 0, 0.30, 0.47, 0.60 and 0.70 logMAR	Just Noticeable blur	3mm 4mm 6mm	*Pour 0.47 logMAR* 1.04D 0.96D 0.85D
Wang et al. (2005)	3 sujets	Irregularly shaped, annular-like, high contrast (73%) black form.	Just detectable blur	5mm	1.70D
Ciuffreda et al. (2005)	10 sujets	Annular, high contrast (73%), irregular black and white form.	Just detectable blur	5mm	1.35D
Wang et al. (2006)	8 sujets	20/50 E 20/50 text	Just detectable blur	5mm	0.69D 0.88D
Ciuffreda et al. (2006)	13 jeunes adultes	20/50 E. 20/200 E. 20/50 (3 lines)	Detectable Blur	5mm	0.65D 1.11D 0.83D
Atchison et al; (2009)	7 sujets	Line of 3 letters of 0.1, 0.35 and 0.6 logMAR	Noticeable blur	3mm 4mm 6mm	*Pour 0.35logMAR* 0.78D 0.64D 0.56D

Le « Bothersome blur » correspond à la quantité de flou qui nuirait à la réalisation d'une tâche telle que la lecture ou l'identification. Cependant, le texte ou la lettre serait encore facilement reconnaissable.

Table 1.5 : Valeur de la profondeur de champ pour le « bothersome blur ».

Auteur	Sujets	Cible	Critère	Diamètre pupillaire	Profondeur de champ
Atchison et al. (2005)	15 sujets	Line of 3 letters of 0, 0.30, 0.47, 0.60 and 0.70 logMAR	Troublesome blur	3mm 4mm 6mm	*Pour 0.47 logMAR* 1.75D 1.56D 1.44D
Ciuffreda et al. (2006)	13 jeunes adultes	20/50 E 20/200 E 20/50 text	Bothersome blur	5mm	1.02D 1.80D 1.34D
Wang et al. (2006)	8 sujets	20/50 E 20/50 text	Bothersome blur	5mm	1.03D 1.35D
Atchison et al. (2009)	7 sujets	Line of 3 letters of 0.1, 0.35 and 0.6 logMAR	Troublesome blur	3mm 4mm 6mm	*Pour 0.35logMAR* 1.44D 1.16D 1.00D

Le « non-resolvable blur » est la quantité de flou qui rend la reconnaissance d'une lettre ou d'un texte impossible.

Table 1.6 : Valeur de la profondeur de champ pour le « non-resolvable blur ».

Auteur	Sujets	Cible	Critère	Diamètre pupillaire	Profondeur de champ
Atchison et al. (2005)	15 sujets	Line of 3 letters of 0, 0.30, 0.47, 0.60 and 0.70 logMAR	Objectionable blur	3mm 4mm 6mm	*Pour 0.47 logMAR* 2.10D 1.94D 1.75D
Ciuffreda et al. (2006)	13 jeunes adultes	20/50 E 20/200 E 20/50 text	Non resolvable blur	5mm	1.42D 2.69D 1.89D
Wang et al. (2006)	8 sujets	20/50 E 20/50 text	Non resolvable blur	5mm	1.39D 1.81D
Atchison et al. (2009)	7 sujets	Line of 3 letters of 0.1, 0.35 and 0.6 logMAR	Objectionable blur	3mm 4mm 6mm	*Pour 0.35logMAR* 2.00D 1.64D 1.44D
Legras et al. (2010)	5 sujets	20/50 HEV	Objectionable blur	3mm 6mm	2.06D 1.67D
Benard et al. (2011)	3 sujets	20/50 HEV	Objectionable blur	3mm 6mm	1.97D 1.30D

II : Presbytie

2.1 Généralités

2.1.1 Définition

La presbytie est un phénomène naturel qui consiste en une perte progressive de la capacité de l'œil à accommoder, c'est-à-dire de permettre à l'œil de faire la mise au point sur une cible rapprochée. Cette baisse de l'accommodation est la cause de tous les symptômes ressentis par les sujets, à savoir une difficulté à voir au près qui augmente avec les années.

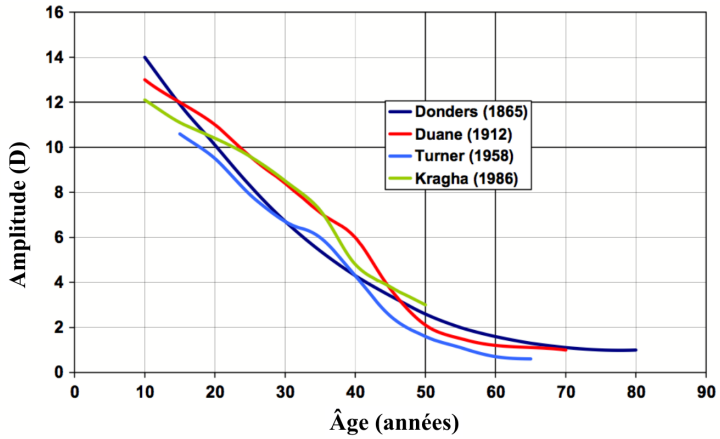


Figure 2.1 : Amplitude d'accommodation en fonction de l'âge selon plusieurs études.
D'après Charman, 2014.

2.1.2 Étiologies et prévalence

La presbytie concerne tout le monde et se manifeste à partir de 40 ans environ. Elle atteint son paroxysme vers 60 ans, lorsque le sujet ne peut plus du tout accommoder. D'ici 2050, 22% de la population mondiale aura 60 ans ou plus (United Nations, 2009), ce qui montre que le traitement de la presbytie est un enjeu majeur des années à venir.
La presbytie semble être causée par une conjonction de facteurs liés au vieillissement. En effet, le cristallin change de taille, ses propriétés viscoélastiques évoluent et les zones d'insertion des zonules de Zinn se modifient (Gilmartin, 1995).

2.2 Changements liés au vieillissement

2.2.1 Cristallin

Avec l'âge, l'épaisseur et le poids du cristallin vont augmenter. Ainsi, le volume du cristallin est environ 33% plus important à 60 ans qu'à 20 (Gilmartin, 1995), correspondant à un épaississement d'1mm environ (Brown, 1973 ; Koretz et al., 1989). Cette croissance a pour origine de nouvelles fibres produites à la région équatoriale et progressant vers l'axe par les surfaces antérieures et postérieures du cristallin sous la capsule (Davson, 1990 ; Pipe & Rapley, 1984). L'épaississement cortical alors observé n'est cependant pas symétrique, il est 2 fois plus important en antérieur qu'en postérieur (Cook et al., 1994), ce qui a pour conséquence une diminution du rayon de courbure antérieur observée des années auparavant (Brown, 1974). Cela a une conséquence sur le noyau du cristallin, qui va avancer au fil du temps (Cook et al., 1994).
De plus, un autre changement vient perturber le processus d'accommodation avec l'âge : la rigidification de la capsule. Le module de Young de la capsule décline d'un facteur 2 entre 20 et 60 ans (moins de rigidité), mais la raideur du cristallin augmente, du fait de l'augmentation de l'épaisseur capsulaire (Fisher, 1969a; Fisher, 1969b ; Fisher, 1971 ; Fisher, 1973 ; Glasser & Campbell, 1999). Le noyau va également devenir plus dur par un phénomène de compression de ses fibres (Fisher & Pettet, 1973 ; Pau & Krantz, 1991). On obtient donc un cristallin moins souple avec l'âge.
Le poids du cristallin évolue également, allant d'environ 170mg à 20 ans à 230mg à 60 ans à l'état hydraté (Augusteyn, 2010).

2.2.2 Corps ciliaires et zonules de Zinn

Le muscle ciliaire évolue avec l'âge en devenant plus court et plus large, son apex se retrouvant de plus en plus avancé (Tamm et al., 1992 ; Pardue & Sivak, 2000). Cependant, le muscle ciliaire ne perd pas sa capacité à se contracter avec l'âge (Pardue & Sivak, 2000), mais c'est sa capacité à se relaxer qui diminue avec les années (Swegmark, 1969), ce qui serait causé par une perte d'élasticité de la choroïde et du corps ciliaire (Bito & Miranda, 1989). Cela vient contredire la théorie de Duane sur le mécanisme d'apparition de la presbytie qui serait du à une diminution de la force de contraction du muscle ciliaire (Duane, 1922 ; Duane, 1925).
La distance entre l'insertion des zonules de Zinn et l'équateur augmente avec l'âge, et possède un impact sur l'apparition de la presbytie (Farnsworth & Shyne, 1979). De même, le diamètre de la zone antérieure qui ne présente pas d'insertion de zonules va diminuer avec le temps (Sakabe et al., 1998). Tout cela est cohérent avec une insertion des zonules de Zinn qui avancent avec l'âge (Strenk et al., 2005).

2.3 Changements lors du regard au près et mécanisme de l'accommodation

La théorie actuelle de l'accommodation est basée sur la théorie de Helmholtz (Helmholtz, 1867). Cette accommodation est assurée par une lentille biconvexe située à l'intérieur du globe oculaire appelée cristallin. Le cristallin est lié au reste de la structure oculaire via les zonules de Zinn qui le rattachent au muscle ciliaire. Les contractions de ce muscle permettent de changer la forme de la lentille cristallinienne en entrainant une modification de la puissance de l'œil. En effet, la contraction du muscle ciliaire entraine les zonules de Zinn, qui vont venir bomber la face antérieure du cristallin pour augmenter sa puissance. La face postérieure n'est que peu impactée du fait de la présence du corps vitré à l'arrière, et également à cause de la plus forte tension qui est effectuée par les zonules antérieures (Charman, 2008). Ce changement de forme (i.e. modification biologique) a aussi une conséquence optique : le gradient d'indice de réfraction entre la capsule externe et le noyau du cristallin évolue, ce qui entraine une modification de la puissance globale de l'œil (Garner & Smith, 1997).

Un autre changement observé lors de l'accommodation est un léger étirement de la rétine, par traction de la choroïde lors du bombement du cristallin (Blank & Enoch, 1973).

L'accommodation est souvent décrite comme étant directement liée aux deux autres modalités qui composent la « triade de la vision de près », à savoir la convergence et la constriction pupillaire. Cette notion de triade implique qu'un changement dans l'une des 3 modalités entraine potentiellement un changement dans les 2 autres. Même si c'est le cas pour le lien entre accommodation et convergence (i.e. rapport AC/A, Fincham & Walton, 1957 ; Schor & Ciuffreda, 1983), ça ne l'est pas pour la constriction de la pupille (Charman, 2008). La constriction pupillaire n'est qu'un co-mouvement en vision de près mû par un contrôle indépendant, qui n'est pas directement relié aux autres modalités de la triade (Loewenfeld, 1999). Alors que la constriction pupillaire (i.e. myosis accommodatif) a généralement lieu en réponse à un stimulus au près, tel qu'observé dès 1619 par Scheiner, ce n'est en aucun cas une règle absolue car il existe de larges variations inter-individuelles dans l'étendue de la constriction chez des sujets du même âge (Stakenburg, 1991 ; Phillips et al., 1992 ; Schaeffel et al., 1993 ; Wilhelm et al., 1993 ; Kasthurirangan & Glasser, 2006 ; Radhakrishnan & Charman, 2007). Le myosis au près semble absent chez les pré-adolescents (Schaeffel et al., 1993 ; Wilhelm et al., 1993). Cette constriction pupillaire affecte évidemment la qualité d'image rétinienne en augmentant l'accommodation subjective, mais pas l'accommodation objective (Charman, 2008).

2.4 Compensation de la presbytie

Pour corriger la presbytie, de nombreux moyens sont disponibles. Ainsi, en dehors des lunettes, les lentilles de contact, les implants intraoculaires et la chirurgie réfractive sont aussi envisageables.

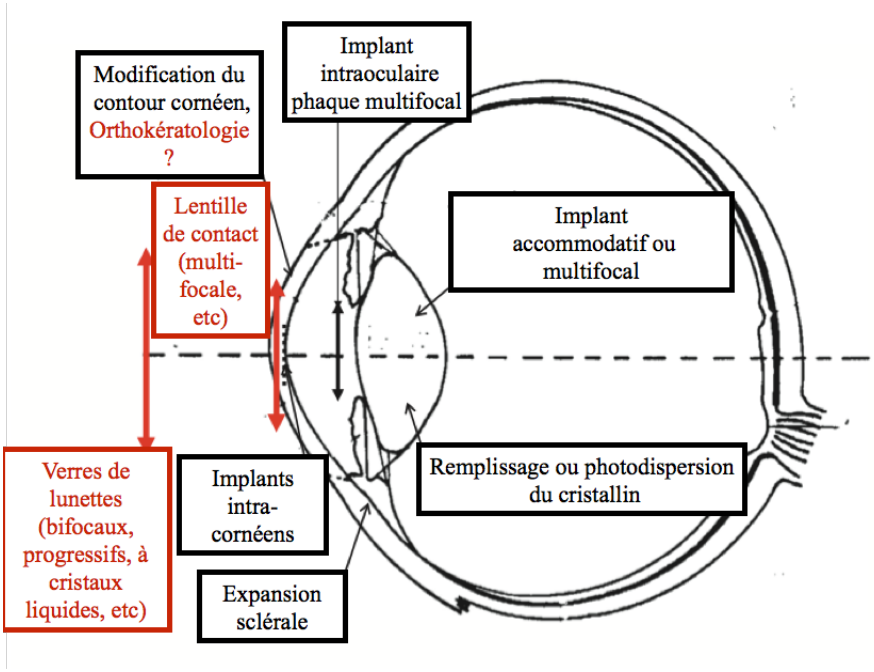


Figure 2.2 : Moyens de corrections de la presbytie existants et en cours de développement.
Leur localisation est indiquée par rapport à une coupe d'œil. Les solutions en rouge concernent des optiques externes à l'œil, les solutions en noir impliquent une chirurgie. D'après Charman, 2014.

2.4.1 Implants intraoculaires

Les implants intraoculaires qui sont installés en remplacement de l'intérieur du cristallin lors de l'opération de la cataracte peuvent être utilisés pour redonner une vision correcte au loin, mais aussi au près grâce à différents designs.
Ces designs peuvent être classés comme sur la figure ci-après :

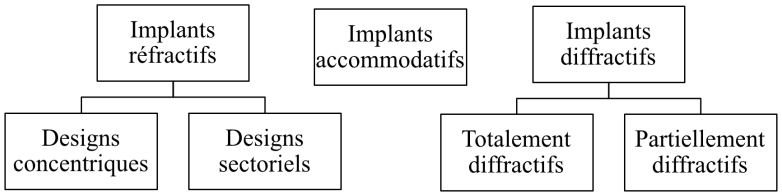


Figure 2.3 : Répartition des différents types d'implants corrigeant la presbytie.
Cette classification a été créé d'après les données de Buckhurst et al., 2010.

2.4.1.1 Implants réfractifs

Les implants réfractifs ont une zone optique divisée en plusieurs secteurs qui vont réfracter la lumière vers divers points focaux. Ces divisions sont soit concentriques, soit sectorielles (i.e. angulaires, asymétriques lors d'une rotation).
Les implants concentriques sont sensibles au diamètre pupillaire puisque les zones de réfraction sont relativement larges. La majorité des implants commercialisés avec ce système ont un centre qui corrige la vision de loin, pour garantir une bonne vision de loin même pour les plus petites pupilles (Kawamorita et al., 2009). Ces implants réfractifs concentriques ne divisent pas la lumière exactement en deux points focaux. À la place, il y a un léger étalement de la lumière autour du point focal de près, augmentant l'acuité visuelle d'une gamme de proximité au près, sans atteindre la qualité fournie par une solution unifocale (Terwee et al., 2008).
Les implants sectoriels sont assez récents, et présentent un découpage angulaire de leurs zones de correction (i.e. « en camembert »). La zone destinée à la correction de près est souvent située en inférieur. Le principe de correction reste cependant de la vision simultanée. Cependant, la correction reste dépendante d'une position régulière de la pupille. A cause de sa nature non-concentrique, les sujets n'observent pas le traditionnel halo des implants multifocaux mais à la place une zone d'éblouissement correspondant au placement de la zone de vision de près (Buckhurst et al., 2010). De plus, selon une récente étude (De Gracia et al., 2013), le principe de ces implants donneraient de meilleures performances (i.e. 1.95 fois mieux en moyenne) que des systèmes avec des zones radiales, lorsque testés par des critères de qualité d'image (i.e. réponse des sujets simulée, voir partie correspondante ci-après).

2.4.1.2 Implants diffractifs

Les implants diffractifs comportent de nombreuses zones concentriques sur toute leur surface optique. Chaque anneau comporte une fine échelette produisant un pattern de diffraction. En jouant sur la taille de ces échelettes, il est possible de contrôler la diffraction pour obtenir deux points focaux dans l'œil. Habituellement, les implants diffractifs sont bifocaux et répartissent la lumière également entre la vision de loin et celle de près. Les implants diffractifs asymétriques créent une différence de répartition entre la vision de loin et de près en fonction de leur design (Fernández-Vega et al., 2009). Ce design concentrique avec de nombreuses zones donne à ces implants une indépendance à la taille pupillaire, ils créent deux pics de qualité visuelle au loin et au près (Terwee et al., 2008).
Les implants peuvent aussi être partiellement diffractifs, c'est-à-dire que la partie diffractive ne recouvrira qu'une partie seulement de la zone optique de l'implant. Par exemple, certains implants n'ont une partie diffractive que sur les 3.6mm centraux de la zone optique, la zone plus périphérique corrigeant la vision de loin, ce qui améliore la vision scotopique au loin (Maxwell et al., 2009).

2.4.1.3 Implants accommodatifs

Comme précisé précédemment, il a été montré que lors de la presbytie, le muscle ciliaire conserve sa capacité de contraction. Donc, lors de la contraction, il est possible qu'un implant monofocal se voit déplacé vers l'avant (Cumming et al., 2006). De là, deux systèmes ont été créés. Le premier consiste en un implant mono-optique qui va se déplacer vers l'avant lors de la contraction du muscle ciliaire, entrainé soit par la pression du vitré (Hancox et al., 2006), soit par le relâchement des zonules (Mastropasqua et al., 2003).
Le second système est un implant à double optique : deux implants sont maintenus séparés par le système de fixation de l'implant. Lors de l'accommodation, les deux lentilles sont éloignées l'une de l'autre. Ce système permet de restaurer une valeur d'accommodation plus importante (Ossma et al., 2007).

2.4.2 Lentilles de contact

Pour les lentilles de contact, plusieurs grands types de correction de la presbytie existent : ce sont la monovision, la vision alternée et la vision simultanée.

2.4.2.1 Monovision

La monovision a pour principe de corriger un œil pour la vision de loin et un œil pour la vision de près à l'aide de lentilles unifocales. Pour cela, l'adaptateur doit sélectionner quel œil verra net au loin et quel œil verra net au près. Il faut donc réaliser un test de dominance oculaire. Il est possible d'effectuer de nombreux tests différents pour choisir l'œil pour le loin.

Selon Benjamin & Borish (1994), le meilleur test pour sélectionner l'œil de loin est le « plus lens test », qui consiste à présenter un verre convexe de +0.75D devant chaque œil alternativement, et à demander au sujet quel œil supporte le moins ce flou en fixant au loin avec les deux yeux ouverts.
Cependant, ce système de monovision a des limites, notamment en cas de presbytie avancée. En effet, au-delà de 1.25D d'addition, des phénomènes d'inhibition et de suppression se mettent en place, comme on le voit sur la figure suivante (Pardhan & Gilchrist, 1990).

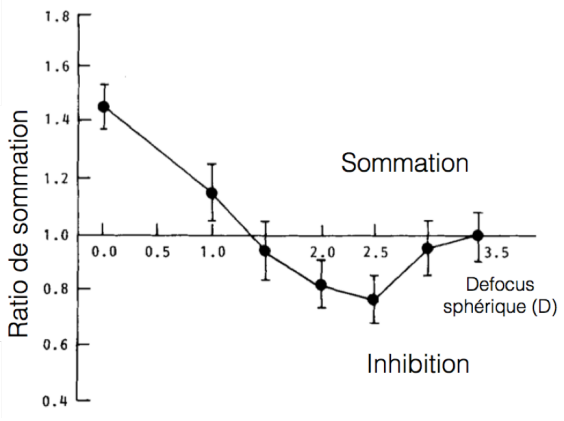


Figure 2.4 : Ratio de sommation en fonction de l'addition en monovision.
Un ratio supérieur à 1 correspond à une sommation binoculaire, et un ratio inférieur à 1 à une inhibition. D'après Pardhan & Gilchrist, 1990.

2.4.2.2 Vision alternée

La vision alternée correspond à une lentille possédant une correction pour le loin et une pastille pour corriger la vision de près dans la zone inférieure de cette lentille. Ainsi, lors de la fixation au près pour la lecture par exemple, l'œil du sujet s'oriente vers le bas et la pupille se retrouve en face de la zone destinée à corriger la vision de près. Ce système existe pour des lentilles rigides, qui viennent s'appuyer sur la paupière inférieure lors du regard en bas. De plus, certaines configurations biométriques du sujet peuvent empêcher la possibilité d'adaptation (recouvrement cornéen inférieur négatif notamment). Les lentilles doivent bouger suffisamment pour que les zones de vision de près et de vision de loin ne se superposent pas. En effet, si cela se produit, les effets optiques dus à la séparation entre les deux zones de vision comme la diffusion, la diffraction et l'éblouissement viennent perturber la qualité visuelle du porteur (Benjamin & Borish, 1998). Pour un fonctionnement optimal, il est recommandé que les trois quarts de la pupille soient recouverts par la zone optique concernée, et que la pupille du sujet ne soit pas trop grande (De Carle, 1989).

2.4.2.3 Vision simultanée

Le moyen de compensation de la presbytie le plus populaire (Morgan et al., 2011) est le principe de la vision simultanée. Il correspond à un système où les corrections pour le loin et le près sont simultanément en face de la pupille, la lentille bougeant peu devant l'œil (i.e. typiquement, avec des lentilles souples). Les deux designs existant majoritairement pour ces optiques à vision simultanée exploitent soit des zones concentriques bifocales avec une alternance de zones pour le loin et le près, soit des lentilles asphériques où une progression graduelle de la puissance existe du centre vers la périphérie. Les zones concentriques exploitent le principe de la réfraction, ou, si leur taille est suffisamment réduite, des interférences se créent entre les rayons passant à travers les différentes zones : on parle alors de lentille diffractive. Ces différentes optiques à vision alternée et simultanée sont présentées dans la figure ci-après.

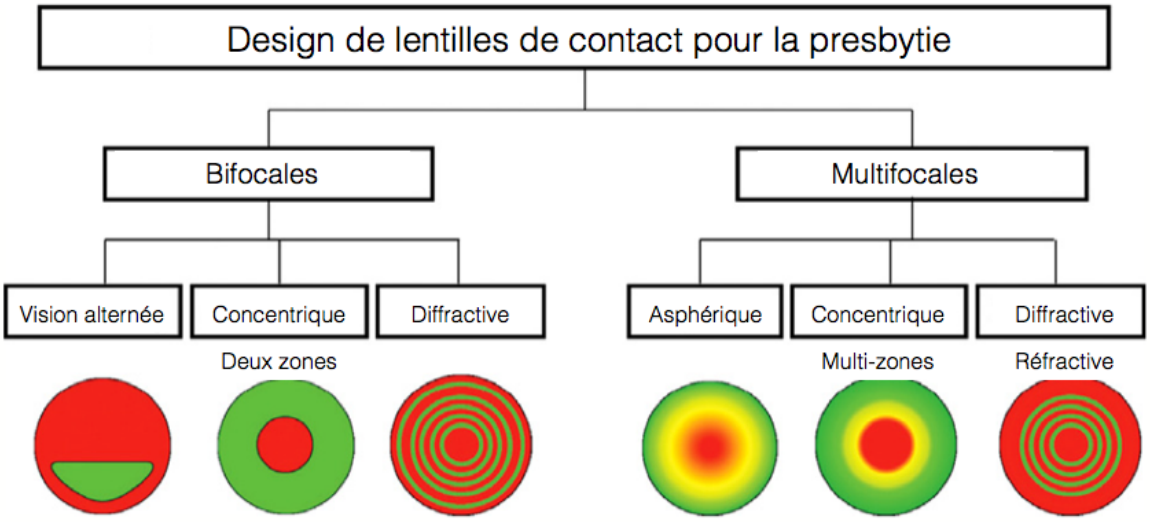


Figure 2.5 : Schémas de principe des différents designs de lentilles de contact destinés à corriger la presbytie. D'après Charman, 2014.

Les lentilles bifocales, comme leur nom l'indique, ne possèdent que deux puissances réfractées différentes : l'une dévolue à la vision de loin, l'autre à la vision de près. Si on ajoute à ces designs une correction de la vision intermédiaire, on obtient une optique trifocale. Les lentilles multifocales, quant à elles, possèdent des profils de puissances continus.

La vision alternée est un mode de correction présent seulement sur les lentilles de contact rigides. En effet, la lentille rigide a une translation devant l'oeil lors d'un regard au près (i.e. vers le bas) puisqu'elle se trouve en appui sur la paupière inférieure plutôt que de passer en dessous. La partie inférieure de la lentille, portant la correction de près passe alors en face de la pupille : l'oeil voit net au près. La mobilité de la lentille devant l'oeil doit être très importante, ce qui n'est permis que par les lentilles de contact rigides.
Toutes les lentilles autres que la vision alternée présentes sur la figure 2.5 reposent sur le principe de vision simultanée : les corrections destinées aux différentes distances de vision sont toutes présentes en même temps devant la pupille. Il en résulte la formation sur la rétine d'une image présentant des caractéristiques à la fois focalisées et défocalisées pour toutes les distances. Il s'agit donc d'un compromis qui est plus ou moins bien supporté par les porteurs.
Les lentilles concentriques possèdent 2 ou plus de zones qui sont séparées radialement. Ce sont la plupart du temps des optiques bifocales.
Les lentilles diffractives reposent logiquement sur le principe de diffraction. Elles sont constituées de zones alternantes dont la période génère des ordres de diffraction qui focalisent les rayons lumineux au près et au loin pour fournir simultanément la vision à ces distances. Il existe de nombreux designs diffractifs différents (Castignoles et al., 2010 ; Tankam et al., 2012).

III : Méthodes d'évaluation de corrections optiques

3.1 Correction par optique réelle

Plusieurs solutions existent pour moduler une optique correctrice lors de son développement. Il s'agit de solutions permettant soit de manipuler la lumière, soit de simuler l'apparence d'une image à travers une optique théorique.

3.1.1 Optique adaptative

C'est un système récent de correction de l'optique de l'oeil. Un système d'optique adaptative repose sur deux parties indispensables : une partie permettant d'analyser le front d'onde (e.g. aberromètre Shack-Hartmann) et une partie modulant le front d'onde. Cette partie de modulation peut consister en un miroir souple (Fernandez et al., 2006), dont les déformations programmables permettent de corriger et/ou d'induire statiquement ou dynamiquement des aberrations monochromatiques, ou en un modulateur à cristaux liquides (Vargas-Martín et al., 1998).
La correction des aberrations par optique adaptative peut soit être réalisée en dynamique, soit en statique. La qualité de la correction fournie par ces deux méthodes n'est pas équivalente. En effet, Hofer et al. (2001) ont comparé ces deux méthodes sur une pupille de 6.8mm. Le niveau d'aberrations résiduel était de 0.2 à 0.3µm pour la correction statique, et de 0.1 à 0.2µm pour une correction dynamique. Cette dernière technique semble donc plus efficace. Cela n'est pas surprenant puisqu'elle tient compte des variations en temps réel du niveau d'aberrations du sujet. Ces variations en temps réel existent et sont principalement dues aux erreurs de centrage, au film de larmes (Montés-Micó et al., 2004) et aux micro-fluctuations d'accommodations (Hofer et al., 2001). Les variations d'aberrations dues aux micro-fluctuations d'accommodation sont de l'ordre de 0.3µm sur une pupille de 4.7mm (Hofer et al., 2001). Les variations dues au film de larmes sont de l'ordre de 0.05µm sur une pupille de 4.5mm et de 0.35µm sur une pupille de 6.5mm après 10 secondes sans clignement (Montés-Micó et al., 2004).
La correction des aberrations chromatiques par optique adaptative, quant à elle, peut se faire selon 2 méthodes, chacune ayant ses inconvénients. On peut soit utiliser une lentille achromatique dans le système (solution la moins efficace selon Yoon & Williams, 2002), la difficulté étant alors d'aligner la lentille sur l'axe visuel (Zhang et al., 1991). L'autre solution consiste à utiliser une lumière monochromatique via un filtre interférentiel possédant une bande passante très réduite (de l'ordre de 10nm à la mi-hauteur du pic du spectre de transmission). Cette méthode a pour inconvénient la présence du filtre interférentiel, qui va fortement impacter la luminance du système (i.e. en la diminuant, Yoon & Williams, 2002).

3.1.2 Lames de phase

Une lame de phase est un verre recouvert de résine sensible à la lumière. En faisant passer un faisceau de lumière dans l'ultraviolet à travers un masque de transmission, la résine va changer de forme pour suivre le front d'onde induit par le masque de transmission.

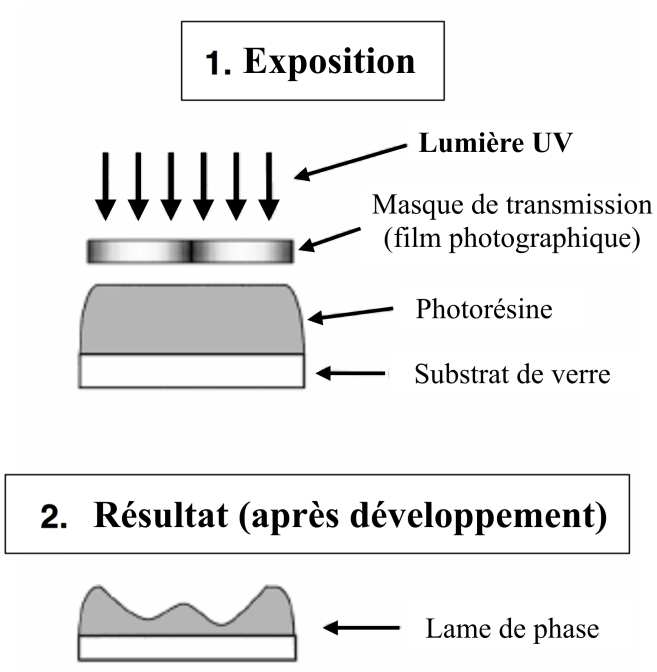


Figure 3.1 : Principe de fabrication d'une lame de phase.
D'après Navarro et al., 2000.

Ces lames de phase permettent d'obtenir des résultats tels que, sur un niveau de RMS moyen de 0.39µm, il ne restait plus que 0.15µm sur une pupille de 6mm. Des sujets kératoconiques présentant 1.75µm d'aberrations sur une pupille de 6mm ont vu leur niveau d'aberrations réduit à 0.14µm RMS, équivalent à ce qui a été obtenu pour des yeux sains (Jeong & Yoon, 2006). L'avantage de cette technique, selon Hofer et al. (2001), est son coût qui est faible. Cependant, cette technique nécessite la fabrication d'une lame de phase par condition, et ne corrige pas dynamiquement les aberrations. On retrouve donc à nouveau l'inconvénient que présentait la correction statique par optique adaptative.

3.1.3 Lentilles de contact

Un autre moyen de moduler les aberrations d'une optique correctrice est d'utiliser des lentilles de contact personnalisées. Un profil personnalisé peut être surfacé sur la face avant d'une lentille de contact.
Cependant, la correction des aberrations ainsi induite n'est pas optimale, puisque seulement 50 à 68% des aberrations sont corrigées (Jeong & Yoon, 2006 ; Marsack et al., 2007 ; Sabesan et al., 2007). En effet, la technique fonctionne au mieux pour les sujets ayant de fortes aberrations (i.e. sujets kératoconiques) où le niveau d'aberrations est passé de 2.75 à 0.93µmRMS en moyenne sur une pupille de 6mm.
Ces faibles résultats s'expliquent aisément par le manque de cohésion entre la lentille de contact et l'oeil. Ainsi, dès que la lentille change de position (e.g. décentrement, rotation) par rapport à l'oeil, l'alignement des systèmes est compromis et les aberrations ne sont plus aussi bien corrigées, même lorsqu'on tient compte du déplacement moyen d'une lentille lors de sa conception (Jeong & Yoon, 2006 ; Sabesan et al., 2007).

3.2 Correction par simulation numérique

3.2.1 Modèles numériques dans la littérature

Il existe dans la littérature un nombre très important de modèles d'oeil numériques (e.g. Lotmar et al., 1971 ; Kooijman et al., 1983 ; Liou & Brennan, 1997 ; Escudero-Sanz & Navarro, 1999 ; Atchison, 2006).
Les premiers modèles ont été proposé dès le début du 20ème siècle (Gullstrand, 1909).
Ces différents modèles ont été publiés dans le but de reproduire efficacement la vision dans des situations spécifiques. Chaque modèle ayant un but spécifique, Bakaraju et al. (2008) ont rappelé qu'un modèle d'oeil parfaitement cohérent avec l'oeil moyen serait très compliqué à créer et ne serait pas forcément le plus pertinent pour simuler la vision dans une situation précise (e.g. vision périphérique, accommodation…). Ainsi, il est recommandé d'avoir un modèle d'oeil numérique spécifiquement créé pour reproduire la modalité de vision que le chercheur souhaite tester. Par conséquent, un modèle pour la vision périphérique sera très différent d'un modèle d'oeil fovéal, mais les deux pourront être tout à fait viables malgré leurs différences.
Applegate et al., en 2002, ont simulé des échelles d'acuité dans différentes conditions d'aberrations pour déterminer l'impact des différents coefficients individuels de Zernike sur l'acuité visuelle. La simulation d'image est, dans le cadre d'une comparaison d'optiques, très utile.

3.2.3 Validation d'une simulation numérique

Les images simulées par la méthode de Legras et al. (2004b) ont été comparées dans plusieurs études à des images obtenues par des optiques réelles (Legras et al., 2004b ; Legras et al., 2012 ; Legras et al., 2013).

Dans la publication originale, Legras et al. (2004b) ont comparé les images simulées à l'optique réelle grâce à un système Cambridge à deux voies, l'une permettant de voir les images simulées, l'autre voie passant par un système optique réel (i.e. lentille, cf figure suivante). Les coefficients de détermination observés entre flou optique et flou simulé étaient tous supérieur à 0.97, indiquant une excellente fiabilité de cette simulation pour le flou sphérique.

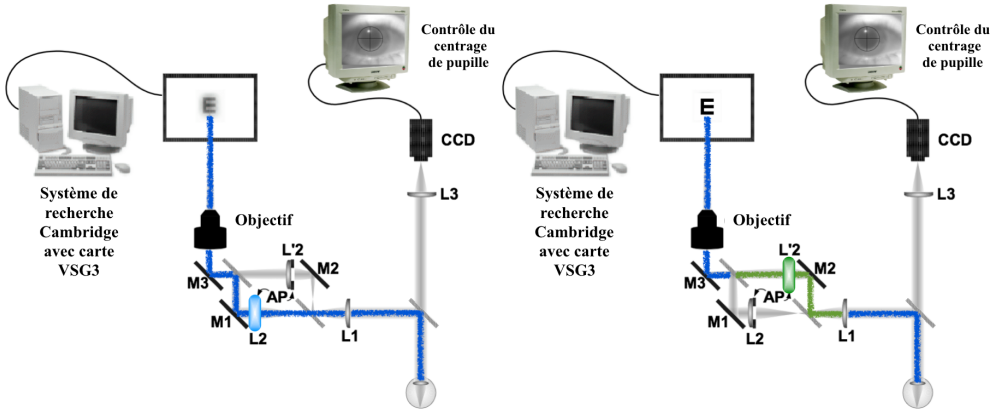


Figure 3.4 : Validation des images simulées par un système à deux voies.
La voie bleue (i.e. à gauche) permet de visualiser les images simulées, la voie verte (i.e. à droite) permet de visualiser les images floutées par une optique. D'après Legras et al., 2004b.

Plus récemment, Legras et al. (2012) ont comparé les images simulées calculées et des images floutées par un miroir déformable (i.e. optique adaptative). Dans la condition d'optique réelle, les aberrations étaient induites par le miroir en même temps qu'une correction dynamique des aberrations du sujet pour neutraliser son accommodation tout en limitant l'impact de ses propres aberrations. Dans la condition d'optique simulée, le miroir corrigeait uniquement les aberrations du sujet (i.e. toujours pour limiter l'impact de ses aberrations tout en empêchant le sujet d'accommoder). Le flou des aberrations testées était uniquement présent dans l'image simulée (cf figure suivante). Les résultats d'acuité visuelle dans ces deux conditions étaient semblables, le coefficient de détermination entre les 2 conditions étant de 0.88.

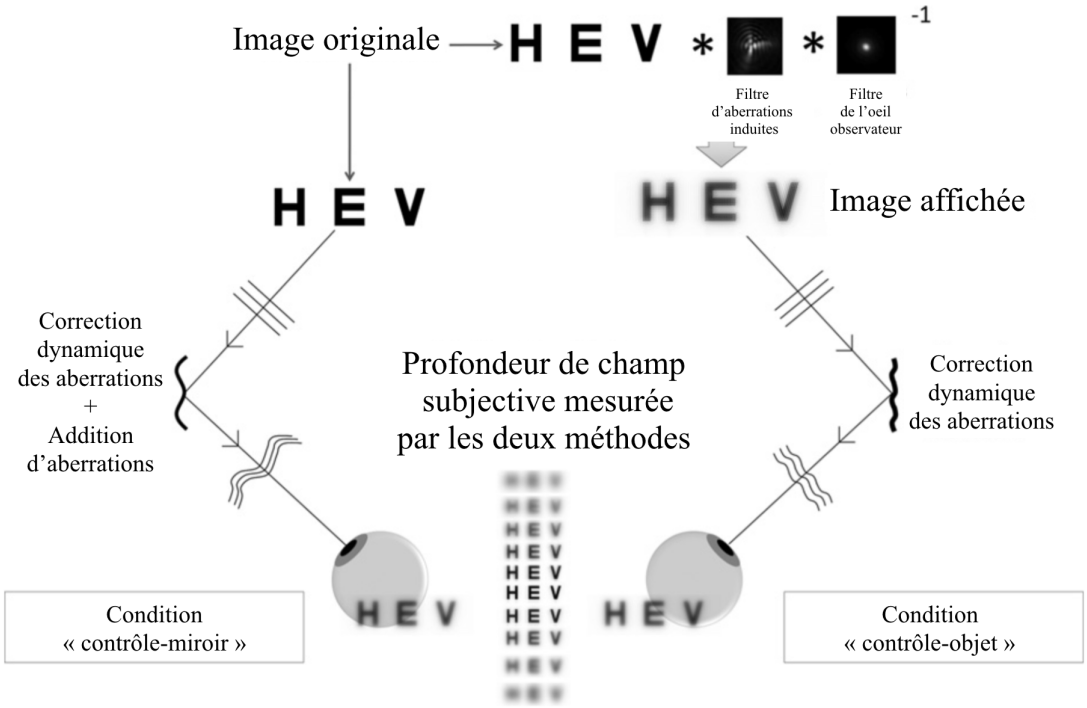


Figure 3.5 : Validation des images simulées par comparaison avec une optique adaptative.
D'après Legras et al., 2012.

Les images simulées par la méthode de Legras et al. (2004b) permettent donc de tester en monoculaire toute combinaison d'optique comme s'il s'agissait d'une optique réelle. Ces études n'ont cependant mesuré les corrélations entre simulation et optique réelle que pour des performances visuelles.
Legras et al. (2013) se sont penchés sur la validation de cet outil de simulation pour une tâche d'évaluation de la qualité d'image. Ils ont montré que la corrélation pour une tache d'évaluation subjective est aussi bonne que pour des performances visuelles (i.e. coefficient de détermination de 0.95).

La simulation étant validée, il est donc possible de tester de nouvelles optiques grâce à cette méthode. L'évaluation des images simulées qui traduisent la qualité visuelle fournie par une optique, doit cependant être analysée pour quantifier cette qualité visuelle.

3.2.4 Critères de qualité d'image basés sur les « through-focus »

Les critères de qualité d'image servent depuis très longtemps à prédire l'impact des aberrations sur les performances et la qualité visuelles.

3.2.4.1 Définition d'une performance « through-focus »

Il est possible de mesurer une performance visuelle ou une qualité d'image à différentes proximités. La courbe de performance/qualité ainsi obtenue est appelée courbe « through-focus ». Ces courbes permettent d'évaluer la vision à différentes distances.

3.2.4.2 Profondeur de champ

La profondeur de champ (i.e. tolérance au flou) peut être définie comme la gamme de proximités pour laquelle un niveau de performance ou qualité visuelle défini est atteint (Atchison et al., 2009). De nombreuses publications ont utilisé ce critère pour quantifier l'amélioration de la vue du presbyte.

En effet, le symptôme principal de la presbytie (i.e. difficulté à voir en vision de près) correspond exactement à une diminution progressive de la profondeur de champ des personnes atteintes.

Certains facteurs influencent la profondeur de champ, on retrouve notamment le diamètre pupillaire (Atchison et al., 1997 et 2005), l'excentricité rétinienne (i.e. angle visuel entre la fovéa et la projection rétinienne de l'objet, Ciuffreda, 2005 ; Wang, 2005), mais également la taille de la lettre (Atchison et al., 2005) ainsi que son contraste.

La profondeur de champ peut également être considérée en fonction de la valeur de la courbe d'évolution des performances visuelles, telles que l'acuité ou la sensibilité au contraste en fonction de la proximité. À partir de cette courbe, il est possible de définir la profondeur de champ en prenant la largeur de la courbe à un niveau voulu. Cependant, il existe plusieurs choix de niveaux de performance qui permettent de déterminer une largeur de courbe.

Certains auteurs, tels que Tucker et Charman (1975), Plakitsi et Charman (1995) ou encore Piers et al. (2004) situent le niveau de performance en fonction du pic d'acuité visuelle. D'autres auteurs comme Green et Campbell (1965) ou Bradley et al. (1993) situent la courbe par rapport au pic de sensibilité au contraste. Pour ces différentes études, le niveau choisi se situe entre 50 et 80% du pic. Ce choix du niveaux de performance donne une subjectivité à ce critère de profondeur de champ.

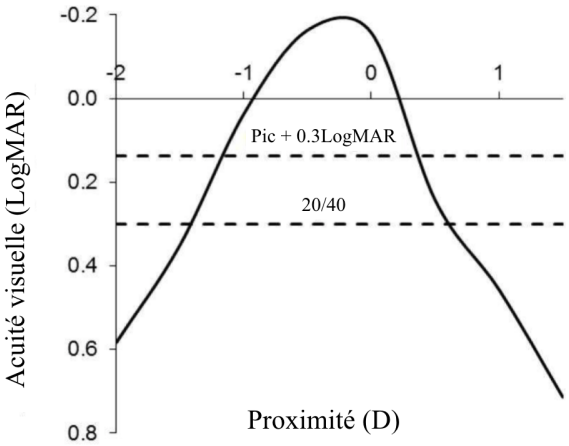


Figure 3.6 : Acuité visuelle en fonction de la proximité.

Les deux niveaux de profondeur de champ sélectionnés (i.e. largeur de la courbe) sont ceux choisis dans l'étude de Tucker & Charman (1975).

Table 3.1 : Valeur de la profondeur de champ pour différentes tâches « through-focus ».

Tâche	Auteur	Sujets	Cible	Critère	Diamètre pupillaire	Profondeur de champ
Acuité visuelle	Ogle & Schwartz (1959)	3 sujets	Checkerboard pattern	Peak/2	4.7mm	0.94D
	Tucker & Charman (1975)	2 sujets	Snellen chart	Peak/2	3mm	1st subject : 2.25D 2nd subject: 4.25D
	Plakitsi & Charman (1995)	6 sujets	High contrast letters	20/40 Peak + 0.3 logMAR	4mm	3.18D 2.64D
Sensibilité au contraste	Green and Campbell (1965)	1 sujet	Sinusoidal profile of brightness grating	Peak -0.3 u.log	2mm	9c/deg : 2.31D 22c/deg : 1.23D
	Bradley et al. (1993)	2 sujets	Sinusoidal profile of brightness grating (20c/deg)	Peak -0.3 u.log	3.5mm	0.75D
Notes subjectives	Legras & Benard (2013)	3 sujets	0.4 logMAR high contrast letters	Bothersome (note de 1.15/5) et objectionable (note de 0.3/5)	3 et 6mm	Bothersome : 1.75D (3mm) et 1D (6mm) Objectionable : 1.9D (3mm) et 1.3D (6mm)
	Vandermeer et al. (2015)	3 sujets	0.4 logMAR high contrast letters	Acceptable (2/5)	4.7mm	1.5D

3.2.4.3 Aire sous la courbe de qualité visuelle

Récemment, De Gracia et al. (2013) ont utilisé un critère de qualité d'image correspondant à l'aire sous la courbe du ratio de Strehl visuel (i.e. produit de l'aire sous la FTM par l'aire sous la fonction de transfert neurale pour le système étudié, le tout divisé par le même produit pour un système uniquement limité par la diffraction) sur une gamme de proximité de 6 dioptries. Il a été utilisé en regard de la profondeur de champ pour sélectionner les meilleurs profils d'optiques bifocales testés dans cette étude (cf figure 4.11 chapitre 4).

3.2.4.4 Bénéfice visuel par rapport à l'oeil nu

Pour évaluer une optique, il est intéressant de quantifier le bénéfice qu'elle apporte par rapport à la vision sans optique (i.e. valeur relative plutôt qu'absolue). Dans la littérature, Rocha et al. (2009) ont quantifié le bénéfice de profondeur de champ donné par une introduction d'aberration sphérique par rapport à la situation sans introduction d'aberration sphérique. Cela donne une

valeur très facile à comprendre et à communiquer lors de la création de nouvelles optiques. Il est ainsi très facile de comparer de nouveaux designs entre eux.

3.2.5 Facteurs influençant l'évaluation des images simulées

3.2.5.1 De l'importance de la tâche et de la cible

Le problème du choix de la tâche de l'observateur se pose lorsque l'on veut étudier des images simulées ou vues à travers un système optique.
Le type de tâche demandé au sujet (notes, performances visuelles) est un problème important à considérer mais il n'est pas le seul : le choix de la cible a aussi son importance. En effet, il est rare d'obtenir une bonne corrélation pour une même tâche avec 2 types de cibles différents, selon Mouroulis & Woo (1988). Les tâches possibles pour un observateur et typiquement observées dans la littérature sont la reconnaissance d'une cible à haut contraste comme l'expérience de résolution de trois barres (Giles, 1977 ; Lyons & Mouroulis, 1996), la détection d'une cible à bas contraste comme un réseau carré (Giles, 1977) ou sinusoïdal (Mouroulis & Zhang, 1992 ; Lyons & Mouroulis, 1996), la discrimination de deux cibles comme la présentation côte à côte d'une cible aberrante et une cible de comparaison utilisée par Burton & Haig (1984, Haig & Burton, 1987) et Peli & Lang (2001), et enfin le jugement de la netteté des bords d'une image (Mouroulis & Zhang, 1992).
Mouroulis & Zhang (1992), en se basant sur cette expérience, a suggéré que la qualité d'image subjective globale des instruments d'optique correcteurs seraient caractérisés de façon optimale par 3 types de mesures psychophysiques : seuil de contraste sinusoïdal, expérience avec une cible à 3 barres et une tâche de reconnaissance/discrimination utilisant des cibles plus complexes. Mouroulis & Woo (1988) ont trouvé de très faibles corrélations entre ces 3 types de mesures, en particulier en présence d'aberrations chromatiques.

Les principales caractéristiques d'une cible sont la gamme de fréquences spatiales contenues dans l'image, le contraste, la netteté des bords et le spectre de la cible (Mouroulis & Zhang, 1992). La cible peut aussi contenir une orientation principale, comme pour les réseaux carrés et sinusoïdaux, les lettres. La directionalité de la cible et celle du type d'aberrations présentes peut interagir de telle façon que des mesures nécessitent plusieurs répétitions des tests.
Diverses cibles peuvent être utilisées pour évaluer la qualité d'une image. Les images suivantes en font partie : un réseau carré ou sinusoïdal, une lettre, une charte de lettres. Des cibles d'ordre plus général ont aussi été utilisées. En effet, les études de Hubel et Wiesel (qui leur ont valu le prix Nobel de médecine en 1981) ont montré que certaines cellules du cortex du chat étaient capables de répondre spécifiquement à un stimulus complexe (barre lumineuse entourée de noir). Plus récemment, une autre étude (Quiroga et al., 2009) a montré que des cellules corticales humaines sont capables de répondre spécifiquement à la présentation d'un stimulus complexe

également, comme une personne célèbre ou connue du sujet, peu importe la modalité de suggestion de ce stimulus (visuel avec une image ou le nom écrit, ou auditif avec le nom prononcé).
Ces cibles ont été très utilisées dans des études cherchant à prédire la qualité de vision (Granger, & Cuppery, 1972), ou à vérifier l'impact de la correction des aberrations sur la reconnaissance de cibles naturelles (Sawides et al., 2010).
Les cibles naturelles de la vie quotidienne que l'on peut étudier sont donc très nombreuses et variées.

Visages

Les visages sont étudiés depuis très longtemps en recherche. Par exemple, Granger & Cuppery, en 1972, ont publié une étude réalisée sur une photo représentant un enfant et un chien, qui servait à l'époque de standard d'évaluation de la qualité d'image chez Kodak®. Ces visages sont vite devenus considérés comme de bons exemples de la vision en conditions naturelles. En effet, lors d'un échange ou d'une communication avec une autre personne, la cible de fixation privilégiée est son visage.
Pour les mêmes raisons, Sawides et al. (2010) ont proposé à des sujets de noter leur niveau de confiance sur la reconnaissance de visage familiers et d'expressions faciales lors de la correction de leurs aberrations oculaires (i.e. optique parfaite simulée). La reconnaissance de visages familiers utilisait une échelle de 1 à 6 (1/6 pour définitivement familier/non familier, 2/5 pour probablement familier/non familier, 3/4 pour un faible niveau de confiance sur la familiarité/non familiarité du visage). La reconnaissance d'expressions faciales (i.e. joyeux/en colère) utilisait le même système de 1 à 6 (1/6 pour définitivement joyeux/en colère, 2/5 pour probablement joyeux/en colère et 3/4 pour un faible niveau de confiance sur la joie/colère de l'expression).

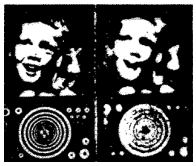
Paysages

Après les visages, une autre situation de vision courante concerne les paysages, comme le temple romain utilisé par Peli & Lang (2001), ou revêtant un intérêt particulier pour l'utilisateur comme le véhicule militaire utilisé par Burton & Haig (1984)
Ayant bien compris cela, les auteurs ont commencé a étudié la vision des paysages pour différentes modalités visuelles (Sawides et al., 2010 ; Peli, 2001 notamment).
Une étude va même plus loin (Webster & Miyahara, 1997) en différenciant des paysages en vision de loin, vision intermédiaire et vision de près (gros plan sur des textures naturelles)

Lettres et autres cibles

D'autres cibles naturelles existent : il n'y a aucune limite à l'utilisation de cibles. Ainsi, on peut observer dans les publications des échiquiers par exemple (Webster et al., 2002).

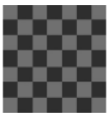
Le type de cible le plus utilisé de nos jours pour l'évaluation de la vision correspond aux lettres. En effet, la mesure de référence (i.e. l'acuité visuelle) réalisée par les praticiens se fait presque exclusivement sur des échelles représentant des lettres de l'alphabet.
Voici quelques exemples de ces cibles :



Granger & Cuppery (1972)

Peli et al. (1991)

Bullimore et al. (1991)



Webster et al. (2002)

Sawides et al. (2010)

Peli (2001)

S'agissant de quantifier la qualité d'une image subjectivement, l'utilisation d'une cible neutre identifiable de la même façon pour tous les sujets (i.e. une ou plusieurs lettres) semble donc plus opportune plutôt qu'une image dont le contenu subjectif pourra être apprécié différemment par les sujets.

3.2.5.2 Notation d'images

En 2013, Legras & Benard ont fait noter des images simulées pour évaluer la qualité de vision en présence d'aberrations monochromatiques. L'échelle de notes utilisée suivait les recommandations ITU-R (1974-2002), de 0 à 5 (i.e. de très mauvais à excellent). Cette échelle est le standard utilisé pour l'évaluation d'images dans le domaine de l'audiovisuel notamment.
Cette tâche a l'avantage de permettre une quantification de la qualité subjective d'une image quel que soit le niveau de qualité considéré. Une tâche de reconnaissance, au contraire, ne permettra que de différencier 2 niveaux (i.e. reconnu/non reconnu).

IV : Optiques bifocales

4.1 Profils optiques

4.1.1. Définition

Le profil optique d'une lentille de contact correspond à sa puissance en fonction de la distance au centre optique. Comme pour tous les systèmes destinés à corriger la presbytie, la lentille de contact pour presbyte contient plusieurs corrections optiques destinées à corriger la vision de près et de loin. Le profil optique peut être être progressif, avec une évolution continue de puissance, ou bifocal, avec des ruptures de puissances dans le profil.

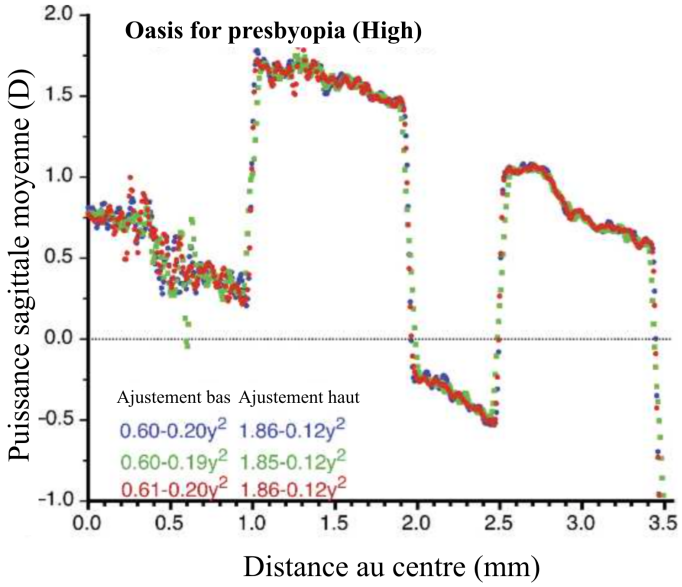


Figure 4.1 : Exemple de profils optiques mesurés sur des lentilles commerciales Acuvue Oasys for presbyopia® addition high.
D'après Plainis et al., 2013a.

4.1.2 Techniques de mesure

Récemment, de nouveaux appareils de mesures sont devenus disponibles sur le marché. Ils permettent notamment de mesurer le profil optique d'une lentille de contact, c'est-à-dire la puissance de cette lentille en fonction de son rayon. En 2010, Joannes et al. ont détaillé un nouvel instrument et sa répétabilité pour mesurer ces profils optiques. L'instrument en question, le Nimo TR1504 (Lambda-X SA, Belgique) est basé sur une technique de déflectométrie quantitative brevetée appelée « phase-shifting schlieren » (Joannes et al., 2003).

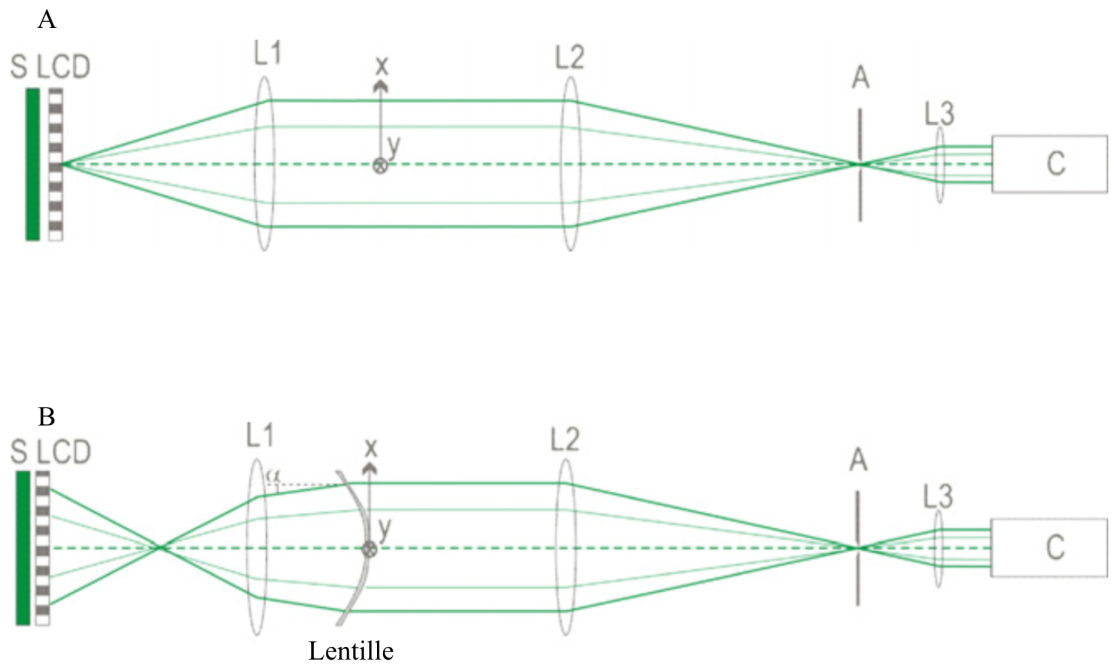


Figure 4.2 : Schéma de principe de l'instrument utilisant la méthode de « phase-shifting schlieren ».
Principe sans lentille (A) et avec une lentille convexe pour hypermétrope (B). D'après Joannes et al., 2010.

Une fois installée dans une cellule humide, la lentille de contact testée donne une image de l'objet simulé par le générateur d'objet. On obtient un pattern de franges d'interférences pour mesurer les caractéristiques optiques (puissance, cylindre, aberrations) grâce à un logiciel dédié. La répétabilité la moins bonne sur les 3 instruments (identiques) testés est de 0.023D, soit 10 fois inférieure au pas de fabrication (i.e. 0.25D).

Bakaraju et al. (2010a) ont développé un autre outil de caractérisation d'une optique réelle utilisant un modèle d'œil physique capable de porter des lentilles de contact pour en évaluer les performances optiques. Ce modèle reproduit les caractéristiques anatomiques et optiques d'un œil humain. Le sujet est donc simulé, et permet d'évaluer la puissance d'une lentille de contact manufacturée (Bakaraju et al., 2012).

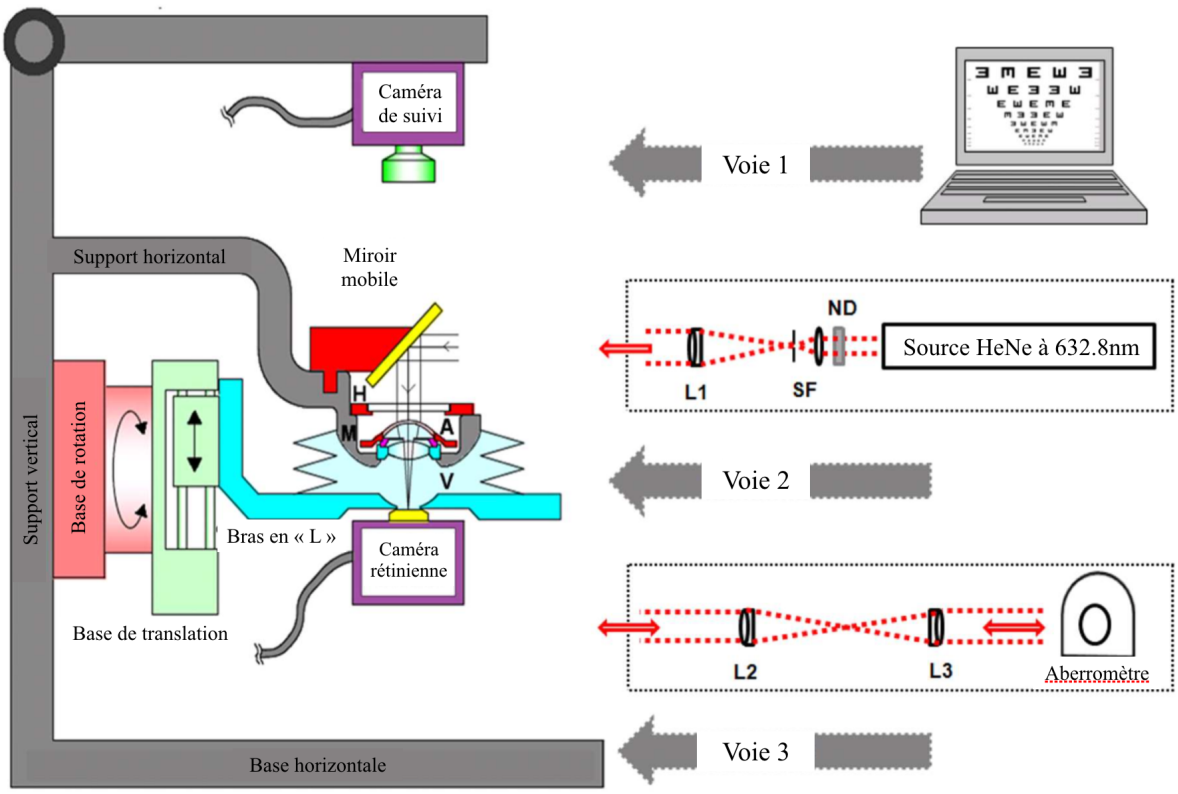


Figure 4.3 : Modèle d'œil physique capable de porter une lentille de contact réelle.
D'après Bakaraju et al. (2010a).

Plainis et al. (2013a), ont utilisé un autre système (i.e. Phase Focus Lens Profiler) qui a pour principe l'imagerie ptychographique. Cette technique repose sur une série de motifs de diffraction qui sont enregistrés sur des points voisins de la lentille. Cela permet de déterminer le profil d'épaisseur de la lentille, et par conséquent, son profil optique.

4.1.3 Intérêt et utilisation pour les cliniciens

L'intérêt principal de la mesure d'un profil optique de lentille multifocale a été décrit par Montés-Micó et al. (2014). En effet, la relation entre le profil optique d'une lentille multifocale et la puissance optique présentée devant la pupille du sujet est très importante. Ainsi, pour adapter une lentille de façon optimale, il serait nécessaire pour le praticien de mesurer le diamètre pupillaire du patient et d'en tirer les conséquences sur le profil de lentille multifocale à adapter pour couvrir ses besoins visuels (e.g. une personne avec une pupille de 3mm ne sera pas corrigée au près si la correction pour le près se situe trop en périphérie de lentille, i.e. au-delà de 3mm).
En effet, comme le soulignent Madrid-Costa et al. (2015) la puissance nominale de la lentille (i.e. puissance pour la correction de la vision de loin) et le niveau d'addition ne sont pas des paramètres suffisants pour que le clinicien puisse être sûr du succès de l'adaptation avec ce type de lentilles. La variation du diamètre pupillaire entre les individus, en fonction des distances d'observation et de la luminance rendent impérative la prise en considération de son impact sur la puissance effective de la lentille devant l'oeil.

La figure ci-dessous montre que suivant le diamètre pupillaire du sujet, le nombre d'anneaux recouvrant la pupille de l'Acuvue Bifocal® n'est pas forcément toujours le même, influant sur la vision subjective.

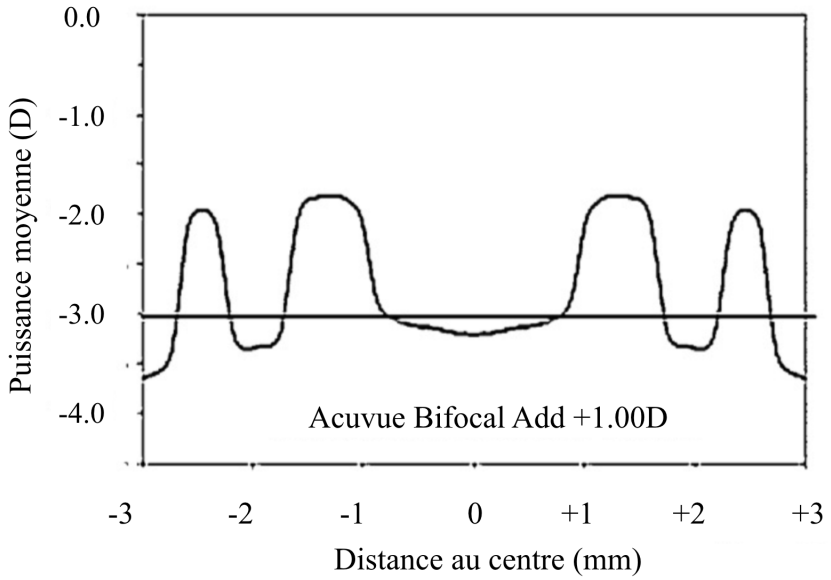


Figure 4.4 : Puissance moyenne en fonction de la distance au centre.
Profil optique de l'Acuvue Bifocal® Add +1.00D . D'après Madrid-Costa et al., 2015.

4.2 Optimisation des profils optiques

Puisque les profils optiques peuvent avoir un impact si important sur la vision subjective, il est primordial pour les fabricants de lentilles de les optimiser le plus possible pour satisfaire les porteurs.

L'optimisation d'un profil optique nécessite de connaître les différents types de designs existant (cf chapitre 1-*II*) et de définir un certain nombre de paramètres sur lesquels il est possible de jouer (i.e. rapport d'aire entre les zones de correction de loin et de près, nombre d'anneaux, valeur d'addition…) pour effectuer cette optimisation.

4.2.1 Effet du rapport de taille entre les zones de correction de loin et de près

D'un point de vue théorique (i.e. calcul de la répartition de l'énergie lumineuse notamment), de nombreuses études se sont basé sur le fait que pour égaliser les performances de vision de loin et de près, il était nécessaire d'avoir des aires de correction pour le loin et le près de la même valeur (i.e. ratio de 50%, d'après Bier, 1967 ; de Carle, 1989 ; Charman & Saunders, 1990 ; Bennett, 2008).

Cependant, en 1989, Jones & Lowther ont quantifié l'impact sur l'acuité visuelle de la taille des zones dédiées à la correction de la vision de loin et de près.

Pour cela, ils ont utilisé un set de lentilles d'essai dont le seul paramètre différent était la taille de la zone centrale. Ces lentilles avaient une addition de +2.50D, un diamètre de 14.00mm et une teneur en eau de 45%. Les 5 diamètres de zone centrale étaient respectivement de 2.12, 2.35, 2.55, 3.00 et 3.50mm.

La lentille en question est la lentille Alges® (University Optical Products, Largo, FL), qui est une lentille bifocale à vision de près centrale (i.e. où la zone de correction pour le près se trouve au centre).

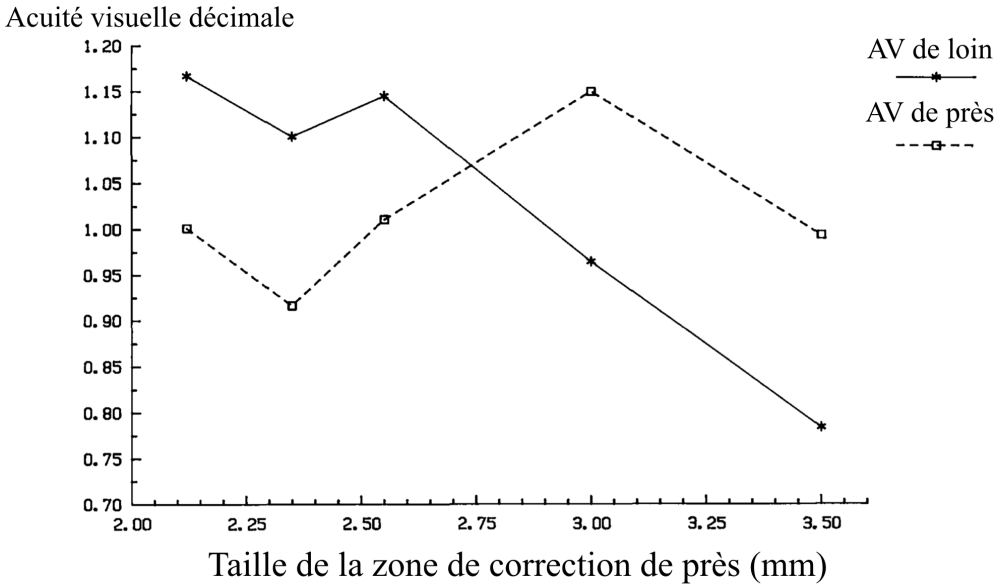


Figure 4.5 : Acuités décimales de loin et de près en fonction de la taille de la zone de correction de près.
D'après Jones & Lowther, 1989.

On observe sur la figure 4.5 que lorsque la taille de la zone de correction de près augmente, l'acuité visuelle au près fait de même. A l'inverse, l'acuité visuelle de loin diminue.

Une égalité entre les acuités au loin et au près semble se dessiner d'après les mesures de Jones & Lowther. On voit que pour un diamètre de zone de correction de près égal à 2.75mm, les acuités de loin et de près sont égales. Il est intéressant de noter que pour la pupille typique du presbyte

(i.e. 4.5mm selon Erickson & Robboy, 1985 et Chateau et al., 1996), l'aire de la zone de correction de vision de près représente 37% de la surface totale de la pupille selon ce calcul :

$$(\pi \times (2.75 \div 2)^2) \div (\pi \times (4.5 \div 2)^2) \qquad (4.1)$$

Une autre série d'études (Woods et al., 1993a, 1993b, 1993c) s'est penchée sur l'évaluation de lentilles rigides bifocales expérimentales.

Dans la première étude de cette série (Woods et al., 1993a), qui visait à évaluer la FTM des lentilles rigides expérimentales, les auteurs ont trouvé que le ratio d'aire qui optimisait la FTM était le même pour des diamètres pupillaires de 3 à 6mm. Les lentilles en question avaient une vision de près centrale.

Ainsi, le ratio de 37% indiqué sur la figure suivante (i.e. rapport entre la valeur de l'ordonnée et de l'abscisse) est encore optimal pour la FTM (i.e. d'un point de vue optique seulement, sans prendre en compte la subjectivité inhérente au sujet).

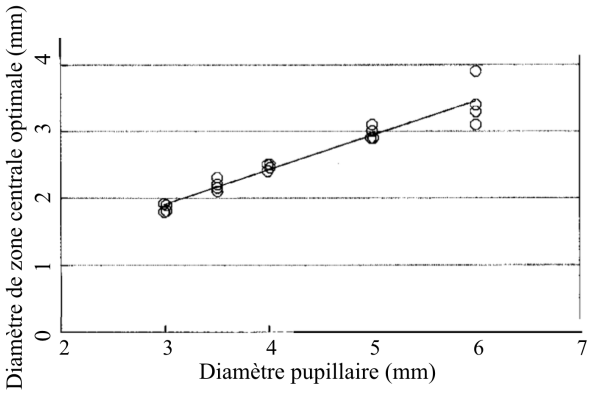


Figure 4.6 : Diamètre de zone centrale optimale en fonction du diamètre pupillaire.
D'après Woods et al., 1993a.

De la même façon, Chateau & Baude (1997) ont trouvé un ratio optimal pour la zone centrale par rapport à l'aire totale de 39% (i.e. nous considérons toujours une pupille moyenne du presbyte de 4.5mm). Ils ont pour cela calculé la qualité visuelle prédite pour la vision de loin et de près pour une addition de 1.50D (i.e. correspondant à un âge de 50.5ans), pour des pupilles allant de 3.7 à 4.8mm au loin et pour des pupilles de 2.8 à 3.3mm au près. En effet, il existe un myosis (i.e. contraction) de la pupille lors d'un regard au près, puisque le nerf crânien contrôlant le déclenchement de l'accommodation est le même que celui qui ordonne la contraction pupillaire (i.e. nerf III, ou nerf moteur oculaire commun). Le ratio de 39% que nous obtenons ici n'est donc pas vraiment exploitable puisque leur étude tient compte du myosis. Le diamètre pupillaire moyen pris en compte dans cette étude ne peut dès lors pas être connu sans l'ensemble des données de la publication.

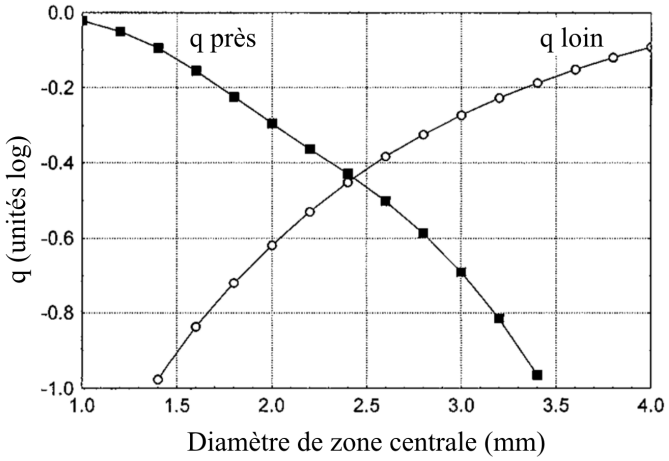


Figure 4.7 : Qualité visuelle prédite (q) en fonction du diamètre de la zone centrale pour une lentille à vision de loin centrale.
D'après Chateau & Baude, 1997.

Plus récemment, Bradley et al. (2014) ont étudié le ratio optimal qui était obtenu par calcul optique. Pour cela, ils ont calculé l'aire sous la courbe de FTM (i.e. pourcentage de contraste transmis par le système optique en fonction de la fréquence spatiale). Il apparait que les pics de qualités d'image en vision de loin et en vision de près sont égalisés lorsque l'optique qui possède une zone centrale de 3mm est associée à une pupille de 5mm. cela correspond à un ratio de 36%.

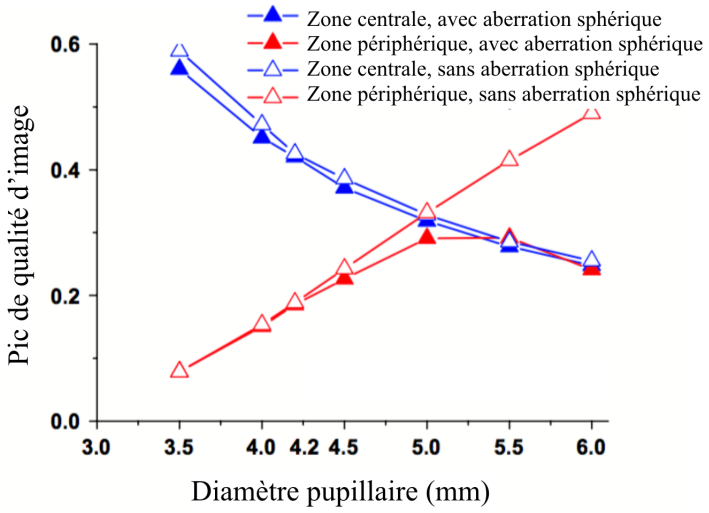


Figure 4.8 : Pic de qualité d'image en fonction du diamètre pupillaire pour les zones centrale et périphérique avec et sans aberration sphérique.
La comparaison avec les autres études sur les bifocales se fait sur les données sans aberration sphérique (i.e. bifocales « pures »). D'après Bradley et al., 2014.

On a donc une opposition entre le calcul théorique et les mesures sur lentilles réelles pour savoir quel ratio égalise réellement la vision de loin et de près.
On observe sur les deux figures précédentes que plus une zone se voit attribuer une grande surface, plus la qualité de vision correspondant à la correction fournie par cette zone augmente.

La surface de correction allouée sur une optique conditionne donc la qualité de vision obtenue pour des optiques bifocales, ce qui peut poser problème lorsque la pupille varie.

4.2.2 Effet du nombre d'anneaux concentriques

Un défaut souvent reproché aux optiques bifocales « traditionnelles » (i.e. avec une seule zone de correction pour le loin et une seule zone de correction pour le près) est leur forte dépendance au diamètre pupillaire. En effet, la variation du diamètre pupillaire d'un sujet fait varier les aires couvertes par les deux zones de correction, et donc la qualité de vision (cf paragraphe précédent).

Pour contrebalancer cet effet délétère, il a été inventé le concept d'optiques bifocales « multizones ». Ainsi, lorsque l'on répartit les corrections de près et de loin sur plusieurs zones concentriques, les aires allouées aux deux corrections varient beaucoup moins lorsque le diamètre pupillaire est changé.

Une des lentilles bifocales disponibles sur le marché a été étudié optique en détail dans une récente étude (Bradley et al., 2014). Il s'agit de l'Acuvue Bifocal®. Cette étude a démontré la stabilité supérieure (i.e. en terme de qualité visuelle) d'une optique à 5 zones par rapport à une optique classique à 2 zones.

Pour réaliser cette étude, Bradley et al. (2014) ont utilisé des images simulées pour des profils comportant une vision de loin centrale. La vision de près a une puissance de 2.00D, elle occupe 25% de l'aire du profil (i.e. défini sur une pupille de 6mm) comportant deux anneaux concentriques, et 42% de l'aire du profil comportant cinq anneaux.

Un profil constitué de cinq anneaux serait beaucoup moins dépendant des variations du diamètre pupillaire du porteur : sur la figure 4.9, nous constatons qu'avec une optique comportant deux anneaux concentriques, plus le diamètre pupillaire augmente, plus la qualité de l'image se dégrade lorsque l'œil fixe un objet en vision de loin. Inversement, plus le diamètre pupillaire diminue, plus la qualité de l'image se détériore lorsque l'œil fixe un objet en vision de près.

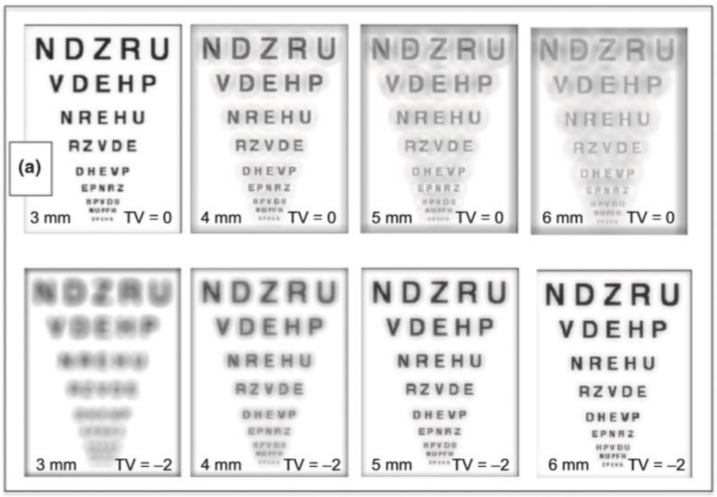


Figure 4.9 : Images simulées pour le loin (ligne du haut) et le près (ligne du bas) avec différents diamètres pupillaires (indiqués en mm) pour une optique à 2 zones.
D'après Bradley et al., 2014.

Ces fortes variations dans la qualité de l'image n'existent pas lorsque le profil comporte cinq anneaux concentriques (figure 4.10) : quelle que soit la proximité de l'objet fixé et la taille de la pupille, la qualité de l'image rétinienne reste relativement constante.

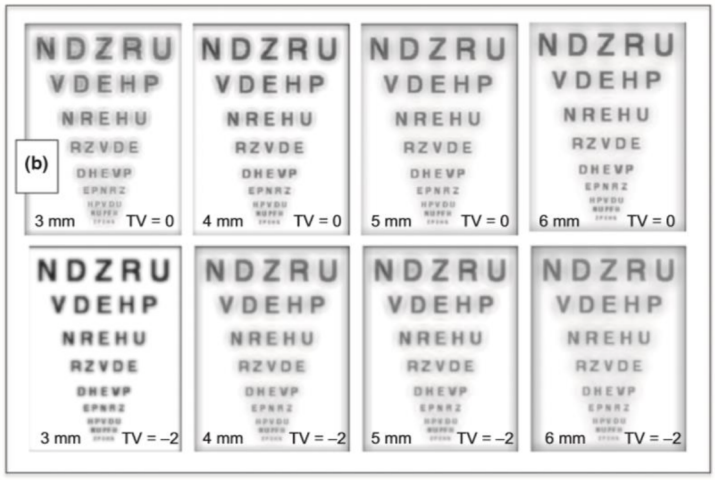


Figure 4.10 : Images simulées pour le loin (ligne du haut) et le près (ligne du bas) avec différents diamètres pupillaires (indiqués en mm) pour une optique à 5 zones.
D'après Bradley et al., 2014.

L'étude de Bradley et al. (2014) est intéressante pour le cas particulier d'une optique à 5 zones, mais à ce jour, il existe seulement une étude qui s'est penchée sur l'influence du nombre d'anneaux sur une optique bifocale de façon systématique (De Gracia et al., 2013). L'étude en question reste cependant théorique, et n'a fait intervenir aucun sujet réel pour juger la qualité d'image ainsi obtenue.

Ils ont étudié différentes optiques, toutes composées uniquement de zones de vision de loin et de zones de vision de près réparties sous forme d'anneaux concentriques. Les zones de vision de

loin ont une puissance de +0,35D tandis que les zones de vision de près voient leur puissance augmenter progressivement du centre à la périphérie, jusqu'à atteindre une puissance de +3.00D, ce qui correspond à une addition de 2,65D. Ainsi, les optiques testées ne sont pas purement des alternances de zones de loin et de zones de près ayant des puissances fixes, mais correspondent à une combinaison d'optique bifocale et d'aberration sphérique. La figure 4.11 permet de mieux comprendre la répartition des zones vision de loin et de vision de près des profils testés par De Gracia et al. (2013).

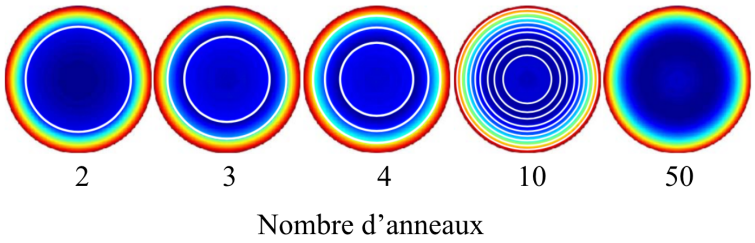


Figure 4.11 : Illustration de différents nombres d'anneaux testés par De Gracia et al. (2013).

Concernant la répartition de la surface couverte par la vision de près et par la vision de loin, elle n'est pas identique selon le nombre d'anneau testé. Plus explicitement, chaque profil testé n'est pas couvert par la même proportion de vision de près. Cette absence d'égalité de répartition entre les zones de correction de loin et de près a pu avoir une incidence sur les résultats obtenus dans cette étude.
De Gracia et al. (2013) ont mesuré le rapport de Strehl de ces différentes optiques, et fixé le seuil au-dessus duquel l'image est dite « de bonne qualité » à 0,12, d'après une étude de Yi et al. (2011).

La figure 4.12 nous amène à nous interroger sur l'efficacité potentielle d'un profil comportant plus de 5 anneaux. En effet, pour 10 anneaux (courbe grise), on voit que les pics de la courbe se situe tout juste au niveau de la ligne de seuil définie par Yi et al. (2011). Cependant, si on avait choisi un seuil un peu plus bas, la profondeur de champ donnée par ce profil aurait été très importante. Cela montre que la notion de seuil est primordiale : baisser ou augmenter légèrement son niveau a des conséquences très importantes sur l'évaluation d'une optique bifocale.

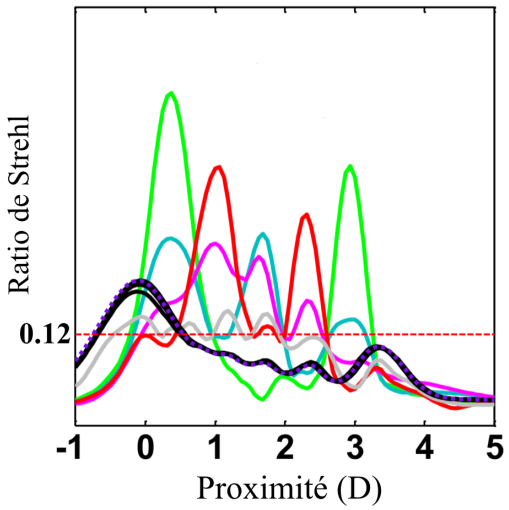


Figure 4.12 : Ratio de Strehl en fonction de la proximité.
Une courbe correspond à un nombre d'anneaux spécifique (i.e. 2 (vert), 3 (bleu), 4 (rose), 5 (rouge), 10 (gris), 20 (noir), 30 (noir) et 40 (noir)). D'après De Gracia et al. (2013).

Les conclusions de cette étude (De Gracia et al., 2013) sont les suivantes :

- Augmenter le nombre d'anneaux conduit à l'obtention d'un profil proche de l'aberration sphérique.
- Un grand nombre d'anneaux n'améliore pas nécessairement la performance du profil (voir figure 4.13) : les profils ayant un nombre d'anneaux supérieurs à 12 ont une profondeur de champ ainsi qu'une qualité visuelle (aire sous la courbe) médiocres.
- Le nombre d'anneaux optimal se situerait entre 3 et 4 : sur la figure 4.13, on constate que c'est pour ce type de profil que le compromis profondeur de champ/aire sous la courbe est le meilleur.

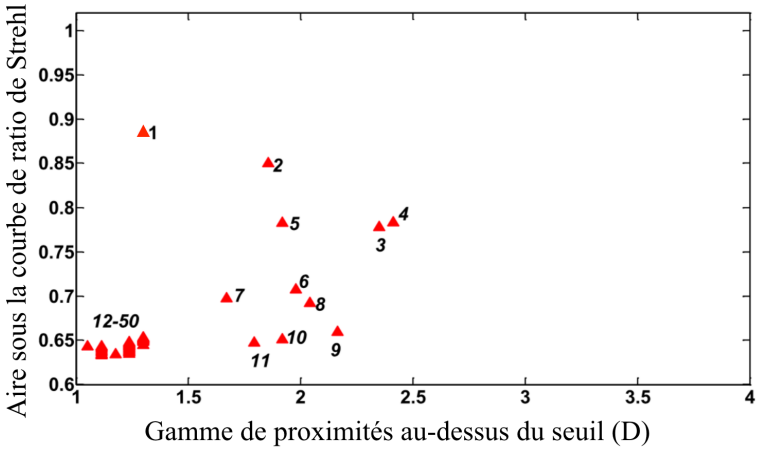


Figure 4.13 : Aire sous la courbe du ratio de Strehl en fonction de la gamme de proximités au-dessus du seuil de qualité minimum.
Le nombre d'anneaux concentriques est indiqué pour chaque point de calcul. D'après De Gracia et al., 2013.

De Gracia et al. (2013) mentionnent également que le fait de tester ces profils par une optique adaptative permettrait d'impliquer les aberrations des sujets ainsi que tout ce qui a trait à leurs facteurs neuronaux (e.g. adaptation du cerveau à l'optique de l'oeil), impliquant une variabilité des résultats selon les sujets. Cependant, il est aussi possible d'impliquer les aberrations des sujets et les facteurs neuronaux via l'utilisation d'images simulées et leur évaluation (cf chapitre 3).

4.2.3 Effet du décentrement

Le décentrement d'une lentille bifocale ou multifocale peut entrainer des performances visuelles inattendues. En effet, le décentrement modifie les proportions relatives des zones et en particulier dans les zones de correction en intersection avec la pupille. (Baude et Miège, 1992 ; Borish, 1988 ; Erickson et al., 1988). Le décentrement influence la proportion de couverture pupillaire (Gispets, 2002). Plusieurs études ont démontré qu'une lentille était généralement décentrée en inféro-temporal par rapport au centre pupillaire. (Chateau et al., 1996 ; Erickson & Robboy, 1985 ; Woods et al, 1993b).

De plus, Chateau et al. ont montré, en 1996, que le décentrement est plus important en forte luminance (i.e. 350cd/m^2) et en vision de loin (i.e. regard primaire), et ce à cause du changement de taille pupillaire. La luminance influe donc sur le décentrement en vision de loin mais pas en vision de près. Attention cependant, le changement de la taille pupillaire due aux variations de luminance, de convergence ainsi que de l'état psychologique peut altérer la position de la lentille, en relation avec l'axe visuel. La lentille peut donc être décentrée (Wilson et Campbell, 1991 ; Wilson et al., 1992) de façon plus importante par rapport à la pupille sans avoir bougé par rapport à l'oeil dans sa globalité.

En 1993, Bullimore & Jacobs ont démontré que l'acuité visuelle donnée par les différents designs des lentilles concentriques est peu affectée par les variations de diamètre pupillaire. Pour eux, le décentrement temporal de la lentille peut expliquer l'absence de variation de la performance visuelle avec la taille de la pupille. En effet, un léger décentrement peut être favorable en terme de limitation de la dépendance de la taille de la pupille, en particulier pour les lentilles aux designs concentriques (i.e. en aidant à conserver le même ratio d'aire entre zones de loin et de près). Ainsi, une petite quantité de décentrement de la lentille peut être tolérée mais un plus grand décentrement peut produire une diminution des performances visuelles.

En 1993, Woods et al (1993a ; 1993d) ont observé qu'avec le décentrement, la performance de la zone optique périphérique (ZOP) est augmentée au détriment de la zone optique centrale (ZOC). Chateau et Baude (1997) expliquent que la fonction de transfert de modulation (FTM) est utilisée pour définir de nouvelles mesures liées au décentrement. Ces dernières aident à prédire la performance visuelle des lentilles multifocales dans des conditions décentrées. Les auteurs ont appliqué ce modèle à l'optimisation des lentilles bifocales. Ils montrent qu'un décentrement de la lentille par rapport à l'axe pupillaire a des effets opposés sur la performance visuelle, pour des designs de lentilles avec vision de près centrale et vision de loin centrale, les meilleurs résultats étant pour une vision de près centrale (i.e. puisque le regard au près entraine un myosis, corriger

la vision de près au centre donne plus d'importance à cette correction lors du regard au près). De la même façon, Charman et Walsh, en 1986, ont analysé l'image des points formée par les différents designs de lentilles bifocales à vision simultanée, en utilisant la FTM pour interpréter la performance visuelle des designs. Ils ont conclu que l'impact du décentrement d'une bifocale à vision simultanée qui peut être favorable en améliorant la FTM au près. En revanche, Woods et al (1993b, 1993d) montrent qu'avec le décentrement, la FTM est diminuée et cela se traduit par des réductions similaires de la fréquence spatiale de coupure dans la sensibilité au contraste et l'acuité visuelle.

En 2012, Bakaraju et al ont étudié l'effet du décentrement pour plusieurs types de lentilles souples multifocales, sur le critère de qualité d'image par calcul (i.e. ratio de Strehl). Ainsi, plus la pupille est petite, plus la qualité visuelle prédite par le rapport de Strehl augmente. Cependant, l'effet du décentrement sur une même taille de pupille varie d'une lentille à l'autre. Le décentrement peut donc augmenter ou diminuer la qualité visuelle prédite par le ratio de Strehl de la FTO, en fonction du design et de l'addition de la lentille. Toutefois, cette méthode de critère de qualité d'image par calcul (i.e. comme pour l'étude de De Gracia et al., 2013) ne donne pas les variabilités inter-individuelles.

De nombreuses études ont donc étudié l'effet du décentrement (par calcul optique) sur une lentille bi- ou multifocale. Les performances visuelles peuvent être dégradées par un mauvais centrage de la lentille (Woods, 1991a ; Woods 1991b ; Woods et al, 1993b) mais le décentrement peut aussi avoir un effet positif en augmentant les performances visuelles (Bakaraju, 2012 ; Charman et walsh, 1986).

4.2.4 Influence des aberrations

La multifocalité d'une lentille asphérique est réalisée en incorporant des aberrations sphériques contrôlées. Lorsque la lentille a une zone centrale pour la vision de près l'aberration est négative, et elle est positive lorsque le centre est pour la vision de loin (Plainis et al., 2013b). Bien que la meilleure image sur la rétine soit dégradée par l'incorporation d'aberrations sphériques, elle est compensée par l'augmentation de la profondeur de champ (i.e. gamme de proximité pour laquelle la qualité d'image dépasse un seuil choisi au préalable) (Rajagopalan, 2006 ; Bennett, 2008 ; Bakaraju et al., 2010b ; Legras et al., 2010 ; Montés-Micó et al., 2011). Les aberrations vont donc influencer la valeur de la profondeur de champ, et cette dernière va avoir un impact sur la meilleure correction de loin et de près (Plainis et al., 2013b).

Avec l'intégration de fortes valeurs d'aberrations sphériques, le design d'une lentille bifocale multi-zone devient une lentille multifocale (Bradley et al., 2014). De plus, la combinaison des aberrations sphériques du sujet avec les aberrations de la lentille va affecter l'efficacité de la lentille (Plainis et al., 2013b). Ces deux résultats sont en accord avec ce qui a été noté par De Gracia et al. (2013).

Une variabilité inter-individuelle dans la tolérance subjective aux optiques a été observée, ce qui peut être attribué à des facteurs optiques inhérents, tels que la taille de la pupille (Bradley et al.,

1993 ; Bakaraju et al., 2012), les aberrations oculaires d'ordre supérieur (Porter et al., 2001 ; Plainis & Pallikaris, 2008 ; Bakaraju et al., 2010b ; Ruiz-Alcocer et al., 2012), la sommation binoculaire (Plainis et al., 2011) et la tolérance au flou ainsi que les caractéristiques de la personnalité (Woods et al., 2010) et l'anxiété (Laretzaki et al., 2011).

En 2003, Martin & Roorda illustrent l'impact d'une lentille de contact multi-zones en vision de près et de loin pour un œil sans aberration et un œil avec aberrations (cf figure 4.14). Il s'agit d'une lentille bifocale à 3 anneaux concentriques avec vision de loin centrale. Il apparait qu'avec les aberrations de l'œil, l'image n'est pas parfaitement focalisée sur la rétine. Aucune des zones optiques de la lentille combinée avec les aberrations oculaires ne permet d'obtenir une image nette. Ainsi, les effets prévus de la lentille sont influencés par les aberrations de l'œil (cf figure 4.14). Avec les aberrations présentes, les images rétiniennes des zones de correction de près et de loin sont moins différentes et le bénéfice visuel potentiel peut être perdu.

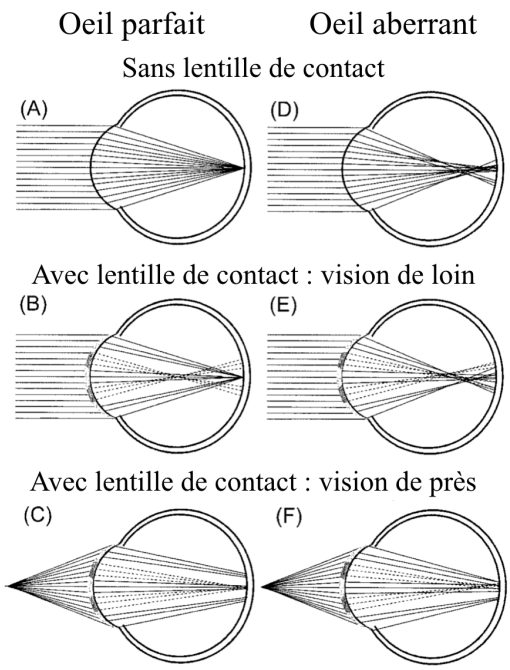


Figure 4.14 : Différents modèles d'oeil.

A : Modèle parfait de l'oeil sans lentille de contact bifocale. B : Modèle parfait de l'oeil, portant une lentille bifocale multi-zones, de un à trois anneaux, en visualisant un objet éloigné. C : Modèle parfait de l'oeil, portant une lentille bifocale, en visualisant un objet proche. D : Oeil avec aberrations sans lentille de contact bifocale. E : Œil avec aberrations, portant une lentille bifocale multi-zones, de un à trois anneaux, en visualisant un objet éloigné. F : Œil avec aberrations, portant une lentille bifocale multi-zones, de un à trois anneaux, en visualisant un objet proche. Les traits pleins et pointillés représentent respectivement : les rayons passant par les zones de vision de loin et par les zones de vision de près de la lentille. D'après Martin & Roorda, 2003.

De nombreuses études ont détaillé la capacité des aberrations à augmenter la profondeur de champ dans le but de corriger la presbytie (Chateau & Baude, 1997 ; Piers et al., 2004, 2007 ; Benard et al., 2010 ; Bakaraju et al, en 2010b). L'effet de couplage entre les aberrations de la lentille et celles de l'œil non corrigées, joue un rôle essentiel dans l'ensemble des résultats de performance visuelle (Bakaraju et al., 2010b).

La qualité visuelle, avec une lentille bifocale, peut donc être prédite sur la base des aberrations oculaires d'un patient selon Martin & Roorda, 2003. Cependant, comme on peut le voir sur la figure 4.15, cette prédiction possible selon les auteurs n'est pas d'une grande fiabilité (i.e. r^2=0.469, une part des points est très éloignée du nuage global et augmente donc artificiellement la corrélation).

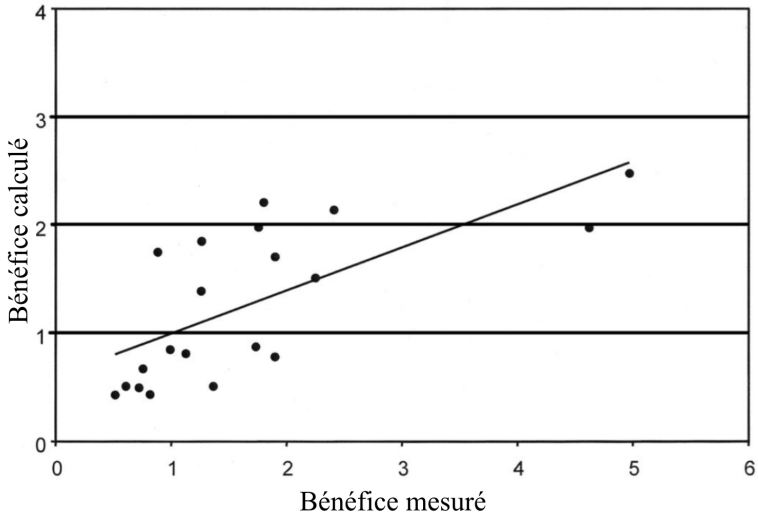


Figure 4.15 : Bénéfice visuel calculé en fonction du bénéfice mesuré sur des sujets portant une optique.
Les deux points de droite augmentent « artificiellement » le niveau de corrélation. Cela appuie le bon niveau de prédiction annoncé par les auteurs, alors que sans ces points, la tendance paraît beaucoup moins nette. D'après Martin & Roorda, 2003.

D'autres études ont montré que lorsque l'optique de la lentille bifocale est en interaction avec les coefficients de Zernike (i.e. aberrations de l'oeil), la performance visuelle est améliorée en dépit de l'augmentation du RMS (Applegate et al., 2003a ; Applegate et al., 2003b ; McLellan et al., 2006).

De nombreuses études ont démontré qu'il y a une grande variabilité des aberrations de l'œil d'une personne à une autre (Howland et Howland, 1977 ; Walsh et al., 1984 ; Liang et Williams, 1997 ; Porter et al., 2001). Il a été montré que les aberrations d'ordre supérieur ont un impact significatif sur les pupilles de plus grands diamètres, ce qui dégrade encore l'image rétinienne. (Porter et al., 2001).

La combinaison des aberrations de l'œil du sujet avec les lentilles bifocales vont donc augmenter la profondeur de champ et dégrader la qualité optique des images rétiniennes, et diminuer ainsi les performances visuelles du porteur. Il y a donc un compromis à trouver entre augmentation de la profondeur de champ et diminution de la qualité visuelle subjective.

Les aberrations -comme nous l'avons vu dans le chapitre 1-*I* vont également être augmentées lors du vieillissement.

4.2.5 Influence de l'âge

4.2.5.1 Changements neuronaux influençant la performance visuelle

En association avec l'arrivée de la presbytie, il existe plusieurs facteurs neuronaux qui affectent la performance visuelle. Weale, en 1992, Jackson et al., en 1999 et Werner et al., en 2010, expliquent une perte de sensibilité visuelle due à l'âge, traduite par des changements pré-rétiniens et par une perte de neurones dans les photorécepteurs et les voies neuronales.
D'après ces mêmes auteurs, avec l'âge, une modification de la performance visuelle, pour l'adaptation à l'obscurité, est due à un changement de la cinétique du photo-pigment du photorécepteur. Le temps de récupération à l'obscurité est plus lent mais la quantité de Rhodopsine (i.e. photo-pigment) reste la même. Le changement est donc morphologique au niveau du segment externe des photorécepteurs les plus anciens. La perte de sensibilité est de 23% (0,13 unités log) et est la même pour les trois types de cônes S, M et L (Werner & Steele, 1988).
De même, la diminution de la performance visuelle en vieillissant se traduit par une moindre quantité de lumière dans l'œil (i.e. et donc un signal amoindri au niveau des photorécepteurs), due principalement aux changements physiologiques de l'œil avec l'âge (e.g. perte de transparence du cristallin, diminution du diamètre pupillaire).
En 1994, Elliott et al. démontrent que l'acuité visuelle à fort contraste diminue faiblement avec l'âge et qu'en moyenne, elle reste quand même meilleure que 0.00 logMAR (20/20) tout au long de la vie. En revanche, l'acuité visuelle à faible contraste ou en état d'éblouissement diminue plus rapidement avec l'âge. D'autres études ont montré une diminution plus rapide de l'acuité visuelle à fort contraste après l'âge de 50 ans. Cependant, ces études ont inclus des sujets avec des pathologies oculaires, il convient donc d'en relativiser la portée (Pitts, 1982 ; Weale, 1982).
En revanche, en 1989, Brown et Lovie-Kitchin ont montré que la différence d'acuité à fort et faible contraste (sur une échelle Bailey-Lovie) est stable quel que soit l'âge du sujet (cf figure suivante). Cela s'oppose avec le reste de la littérature.

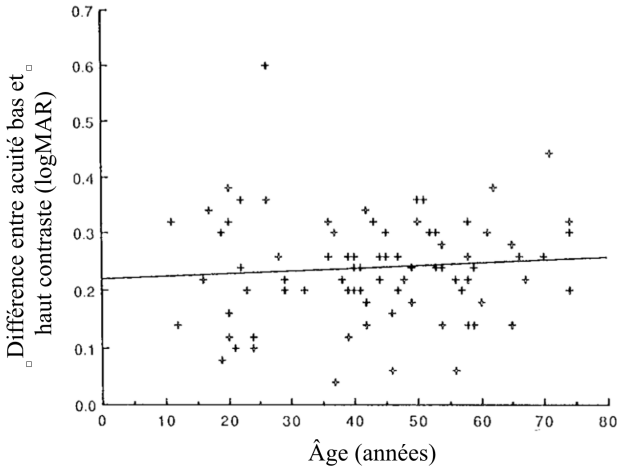


Figure 4.16 : Différence entre acuité à bas et haut contraste en fonction de l'âge.
D'après Brown & Lovie-Kitchin, 1989.

De plus, la sommation binoculaire de l'acuité visuelle (i.e. acuité visuelle binoculaire supérieure à la meilleure acuité visuelle monoculaire) est diminuée avec l'âge car il y a une dégradation des neurones à plusieurs niveaux dans le cortex visuel (Pardhan, 1996).

4.2.5.2 Changements neuronaux influençant la qualité visuelle

La qualité visuelle perçue par un individu se définit par sa subjectivité de l'appréciation d'une image. La sensibilité et la tolérance au flou sont donc de bons indicateurs de la qualité visuelle ressentie. En partant de cette sensibilité, il est possible de déduire la profondeur de champ.

Sensibilité au flou en fonction de l'âge :

Green et al, en 1980, ont observé que la sensibilité au flou est impactée par l'âge. La profondeur de champ est plus grande chez un individu jeune. En effet, les neurones, encore en développement, fournissent une acuité visuelle basale moins efficace que celle d'un adulte. Malgré tout, ils évoquent le terme d'acuité visuelle, ce qui signifie que ces deux facteurs (acuité visuelle et tolérance au flou) sont difficilement séparables selon eux. La tolérance au flou était estimée dans cette étude selon l'équation suivante, ou p est le diamètre pupillaire et v l'acuité visuelle en cycles/degrés :

$$\Delta D = 7.03 \times p \times v \qquad (4.2)$$

Mordi et Ciuffreda, en 1998, ont suggéré que la profondeur de champ subjective va augmenter avec l'âge, par pas de 0,027 dioptries en moyenne par an de 21 à 50 ans. Ils expliquent que la progression de la presbytie, qui engendre une augmentation graduelle du niveau de flou perçu,

crée une habitude à percevoir le flou. Cette dernière serait à l'origine d'une augmentation de la profondeur de champ avec l'âge. En revanche, la profondeur de champ objective, qui est mesurée comme le premier changement constant de réfraction par rapport au niveau de base (i.e. déclenchement d'une accommodation constante), n'évolue pas avec l'âge (cf figure suivante).

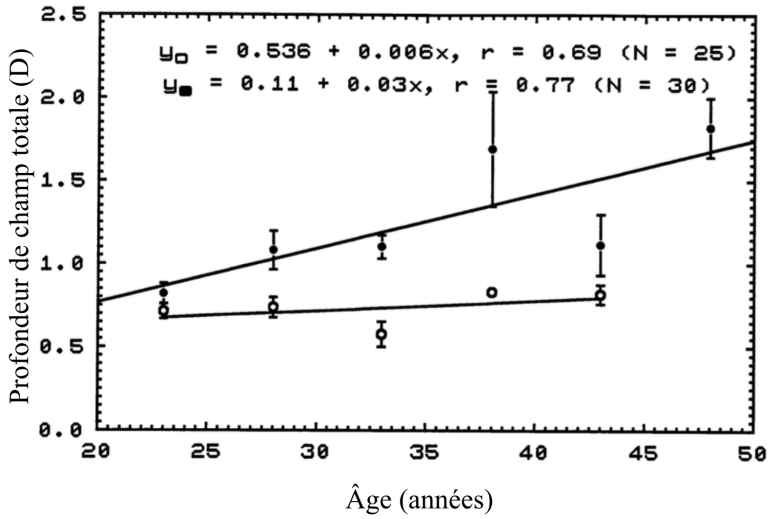


Figure 4.17 : Profondeur de champ totale en fonction de l'âge.
Mesures objectives (○) et subjectives (●). D'après Mordi & Ciuffreda, 1998.

Woods et al., en 2010, ainsi que Bénard et al., en 2009, ont montré que des variations de profondeur de champ importantes subsistent entre les sujets, même en cas de correction dynamique des aberrations. Une partie de la variation de profondeur de champ ne peut donc pas être expliquée par l'optique. Dans ce cas, la variation ne peut provenir que de la partie neuronale liée à la vision ou à la personnalité (i.e. photorécepteurs et traitement post-rétinien).

Sensibilité au contraste en fonction de l'âge :

Dès 1983, Owsley et al., ont trouvé une diminution de la sensibilité au contraste, en particulier pour les hautes fréquences spatiales, autour de 40 à 50 ans.
En 1986, Verbaken et al. ont affirmé de façon plus générale que la sensibilité au contraste décroit avec l'âge.
De plus, avec l'âge, le pic de sensibilité semble s'être déplacé de 4 à 2 cycles/deg selon Ross et al. (1985, cf figure suivante).

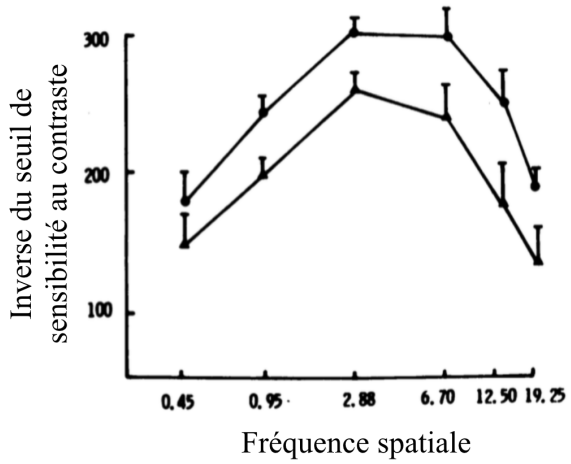


Figure 4.18 : Inverse du seuil de sensibilité au contraste en fonction de la fréquence spatiale pour 2 groupes d'âge. Les ronds représentent le groupe « jeune », les triangles le groupe « âgé ». D'après Ross et al., 1985.

4.2.6. Influence de la pupille et de l'addition

Le diamètre pupillaire va bien évidemment jouer sur le profil de puissance présent devant l'oeil comme nous l'avons décrit précédemment (cf partie 4.1.3., Madrid-Costa et al., 2015). La puissance de la lentille devant l'oeil variant en fonction de la pupille, cette dernière a donc bien un rôle crucial sur l'adaptation des lentilles bifocales et doit être impérativement prise en compte par les cliniciens pour améliorer les chances de succès de l'adaptation.
Jones & Lowther, en 1989, ont également étudié l'impact du diamètre pupillaire sur des optiques bifocales avec différentes tailles de zone centrale :

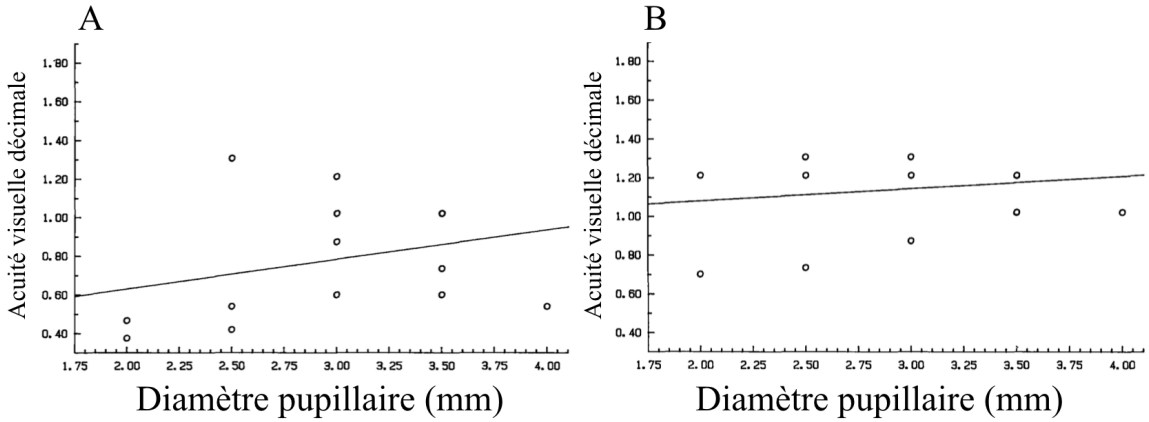


Figure 4.19 : Acuités visuelles décimales (i.e. 10/10 = 1.0, 5/10 = 0.5) en fonction du diamètre pupillaire. Valeurs pour des optiques bifocales avec une taille de zone centrale de 3.50mm (A) et 2.55mm (B). D'après Jones & Lowther, 1989.

On observe sur la figure 4.19 que même si une tendance se dessine, il reste des variations majeures de l'acuité visuelle qui ne peuvent être expliquées uniquement par le diamètre pupillaire.

En 1993, Cox et al. ont étudié l'influence de l'addition (i.e. différence de puissance entre les corrections pour le loin et le près) sur l'acuité visuelle avec des sujets portant des optiques bifocales. Ils ont démontré que plus l'addition en lentilles bifocales est importante, plus l'acuité visuelle diminue (cf figure suivante). En effet, cet effet néfaste et croissant de l'addition sur l'acuité a une importance que les cliniciens ne peuvent négliger, et permet également de réfuter la théorie dite du « tri cortical ». En effet, il a été affirmé que les optiques bifocales à vision simultanée forment deux images sur la rétine que le cerveau se chargerait de « trier ». Lorsque l'addition augmente, les images des zones de près et de loin sont de plus en plus différentes et devraient donc être plus simples à « trier » pour le cerveau, améliorant l'acuité. Or, on voit bien sur la figure suivante que c'est exactement l'inverse qui se produit en conditions réelles (i.e. l'acuité diminue quand l'addition augmente): le tri cortical n'existe donc pas.

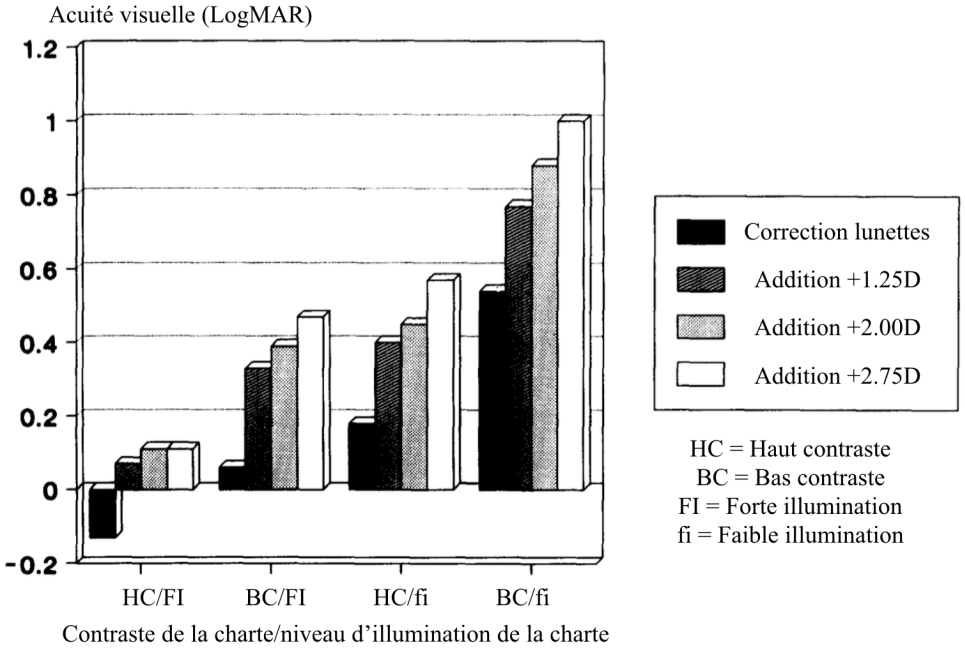


Figure 4.20 : Acuité visuelle en fonction du niveau de contraste et d'illumination de la charte pour différents niveau d'addition d'optiques bifocales.
D'après Cox et al., 1993.

4.3 Comparaison avec les optiques multifocales

Deux études (Fisher et al., 2000 ; Guillon et al., 2002) ont comparé des lentilles bifocales et multifocales commerciales : les Acuvue Bifocal® (Johnson & Johnson Vision Care, Jacksonville, FL) et les Focus progressives® (CIBA Vision, Duluth, GA).
Fisher et al. (2000) ont évalué les performances visuelles de ces 2 lentilles sur 42 presbytes. Il s'agissait notamment des acuités visuelles au loin et au près dans différentes conditions d'illumination. Les auteurs ont conclu que les Focus progressives® donnaient de meilleurs

résultats dans bien des domaines par rapport à l'Acuvue Bifocal®. Ces meilleurs résultats étaient significatifs pour l'acuité visuelle au loin à forte et faible luminance, le confort, la manipulation et la qualité visuelle en général.

À l'inverse, Guillon et al. (2002), en comparant les 2 mêmes lentilles sur une autre population de 45 sujets, en mesurant leurs acuités visuelles à différentes luminances et différents contrastes. Des différences significatives ont été observées en faveur cette fois de l'Acuvue Bifocal® pour les acuités visuelles au loin à forte et faible luminance (i.e. résultat opposé à celui de Fisher et al., 2000), et les acuités visuelles au près surtout à forte luminance.

En 2002, Leyland et al. ont comparé les performances visuelles obtenues par différents implants, dont des multifocaux et des bifocaux. Il est apparu que les deux types d'implants permettaient d'améliorer la vision de près. Cependant, les phénomènes de halos et d'éblouissement ont été rapportés principalement pour les implants multifocaux. Les optiques bifocales semblent donc présenter un avantage par rapport aux optiques multifocales concernant les effets visuels secondaires néfastes. Le développement des solutions bifocales serait donc à privilégier par rapport aux optiques multifocales.

Chapitre 2 : Rappels théoriques

I Principe et limitations

Le principe de la simulation numérique utilisée dans cette thèse (Legras et al., 2004b), est de convoluer une image nette par une fonction d'étalement du point (i.e. FEP, qui est un filtre spatial), afin d'obtenir l'image floue telle qu'elle serait vue si le sujet portait l'optique simulée.

Figure 1.1 : Schéma de principe de la simulation numérique.

Le système œil + lentille est considéré comme un système optique qui transforme un objet, un point source de lumière en une distribution de lumière sur la rétine (i.e. l'image, la FEP). La convolution géométrique est possible dans un système spatialement invariant. Elle correspond à une multiplication de deux signaux (i.e. l'objet et la fonction d'étalement du point) au moyen d'une intégrale dans le domaine spatial, comme le montre l'équation suivante (convolution en 2 dimensions) :

$$(f * g)(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x-t).g(t)dt \qquad (1.1)$$

Cependant, la convolution géométrique utilisée ici n'est pas le moyen le plus rapide de calculer l'apparence des images surtout si la matrice de base est trop grande. Un moyen plus rapide consiste à effectuer le calcul dans le domaine des fréquences : il faut multiplier le spectre de l'image nette par la fonction de transfert optique (i.e. FTO) calculée par transformée de Fourier à partir de la FEP du système optique, avant de repasser le spectre de l'image obtenue dans le domaine spatial par transformée inverse de Fourier (Legras et al., 2004b). Cependant, les matrices de nos images étant de 512*512 pixels, les puissances de calcul des ordinateurs récents permettent de simuler très rapidement de nombreuses images.
Les différentes solutions de simulation sont décrites dans la figure ci-après.

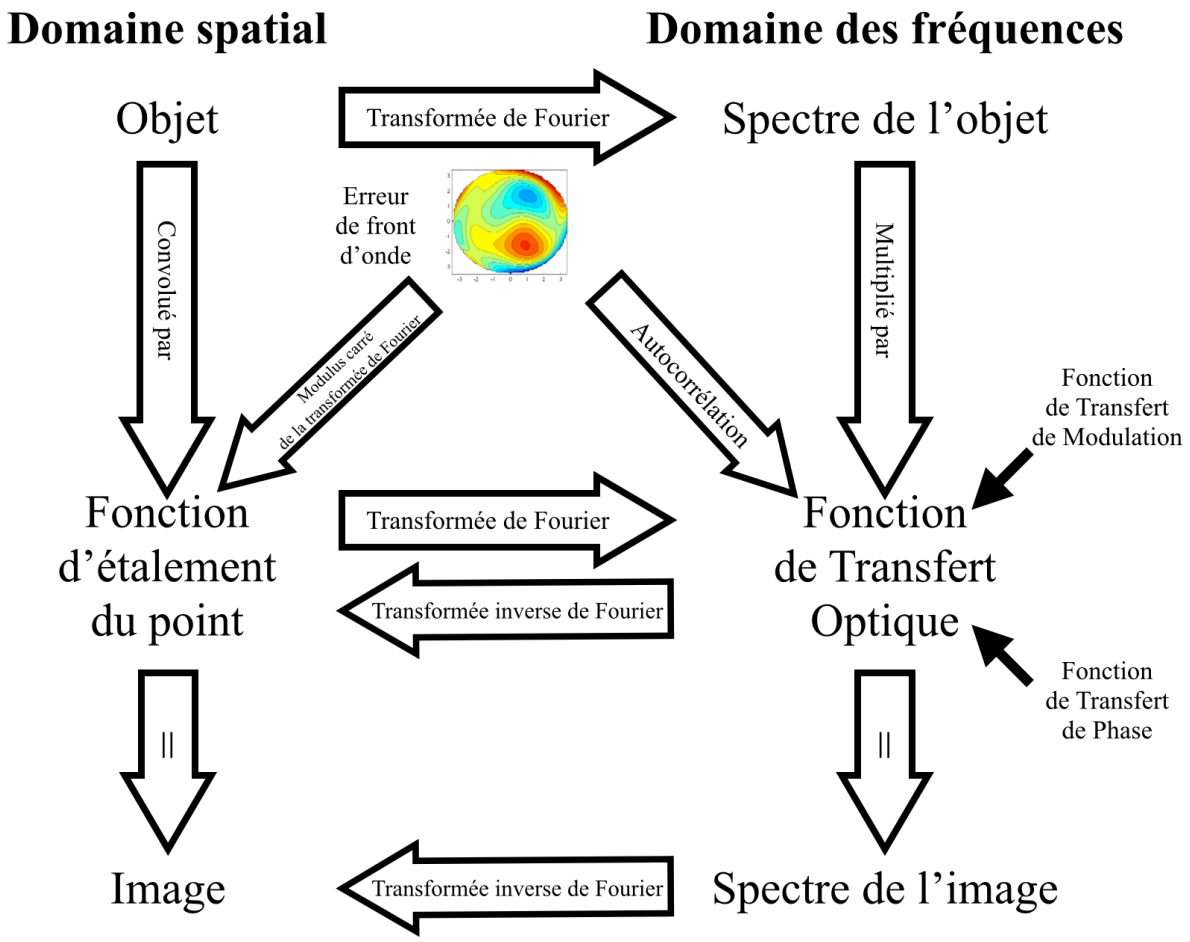


Figure 1.2 : Différentes méthodes de simulation d'images.
D'après Niu et al., 2008.

Quelques exemples d'images floues simulées par cette méthode sont présentées ci-après, en présence de différents types d'aberrations (i.e. sphère et astigmatisme).

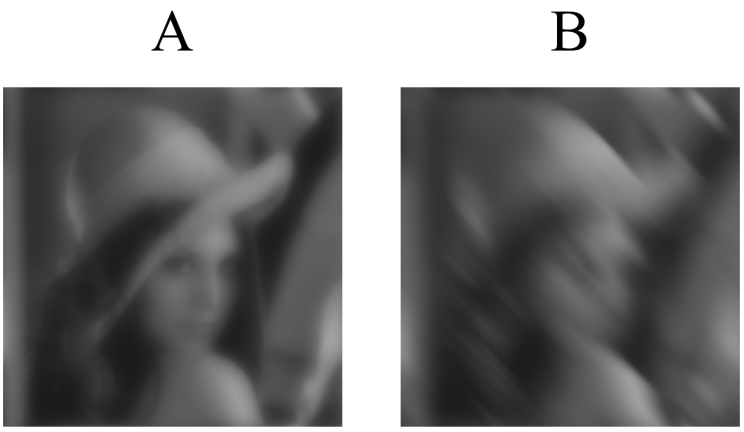


Figure 1.3 : Exemples d'images simulées.
A : présence de sphère (-0.35µm sur pupille de 4.5mm). B : présence d'astigmatisme (-0.52µm sur pupille de 4.5mm).

Un outil supplémentaire pour simuler l'image obtenue à travers une optique est la déconvolution. En effet, lorsqu'on regarde une image simulée (i.e. image rétinienne), la qualité de cette image est à nouveau dégradée par l'optique de l'oeil de l'observateur. Une solution consiste donc à améliorer (i.e. déconvoluer) l'image floue par la FEP de l'oeil de l'observateur. Cette méthode a cependant un revers : si le contraste de l'image ainsi améliorée dépasse 1 localement, des artefacts vont être générés. Un exemple d'artefact est affiché sur la figure suivante. Ces artefacts peuvent être contournés dans le cas où l'échantillonnage de l'image est suffisamment haut par rapport à la limite de résolution de l'oeil.
La déconvolution présentée dans la méthode originale de simulation (Legras et al., 2004b) n'a pas été retenue dans le matériel et méthode présenté ci-après (cf chapitre 3). Une autre solution a été utilisée et implique une pupille artificielle.

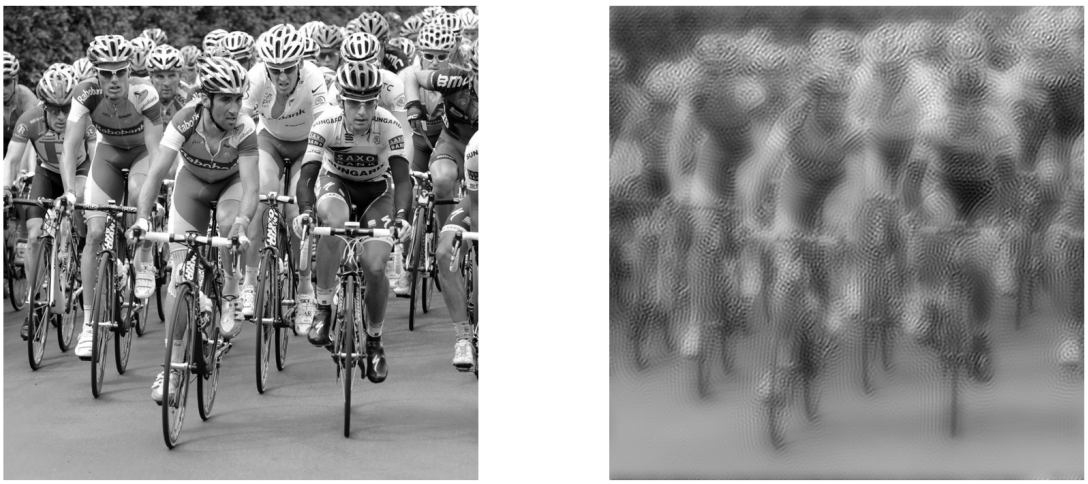


Figure 1.4 : Illustration des artefacts pouvant être générés par une déconvolution.

II Détails de la simulation employée

2.1 Calcul du filtre

Les images à simuler sont calculées en utilisant un programme écrit sous Matlab (Mathworks), qui considère l'objet, l'œil simulé et les paramètres de l'optique testée. Le programme calcule en premier la fonction du front d'onde de l'œil à plusieurs longueurs d'onde puis calcule la FEP polychromatique en utilisant une transformée de Fourier bi-dimensionnelle discrète (Van meeteren, 1974 ; Chateau & Baude, 1997).

L'optique de l'œil simulé, possiblement associée à une lentille de contact ou un verre correcteur, est représentée par une fonction complexe du front d'onde définie dans le plan de la pupille d'entrée circulaire. Les paramètres caractéristiques du système optique implantés dans l'œil simulé peuvent soit être représentatifs d'une population donnée (grâce à des données collectées dans la littérature) ou des aberrations individuelles mesurées sur un sujet isolé (ou toute autre mesure caractéristique de la vision du sujet que nous voulons simuler). Les lentilles simulées dans cette thèse sont intégrées dans le programme sous la forme de leur profil optique (i.e. matrice comprenant la puissance de la lentille en fonction de la distance au centre de l'optique). Le profil optique est ensuite converti en front d'onde pour être intégré dans la fonction complexe du front d'onde représentant l'optique globale du système.

Un paramètre crucial de la simulation, quelles que soient les caractéristiques voulues, est le diamètre pupillaire. Il influence la diffraction (Legras et al., 2004b). Les autres paramètres principaux sont l'aberration chromatique et les aberrations monochromatiques comme la sphère, l'astigmatisme ou l'aberration sphérique. L'aberration chromatique, qui varie peu entre les sujets (cf chapitre 2), a été reprise sur des modèles numériques basés sur des données mesurées expérimentalement sur des sujets réels (Thibos et al., 1992 ; Rynders et al., 1995). En revanche, les aberrations monochromatiques, qui varient beaucoup entre les sujets (cf chapitre 2, Porter et al., 2001 ; Salmon & van de Pol, 2006) et dépendent de la taille pupillaire, peuvent être extraites de modèles numériques ou de mesures faites sur des sujets à l'aide d'un aberromètre.

La méthode originale de simulation prévoit également d'implanter des données de détection par les cônes, comme il s'agit de simuler la vision fovéale. La première étape de cette détection par les cônes qui est incluse dans la simulation est l'effet Stiles-Crawford, qui correspond à une moindre efficacité des rayons provenant de la périphérie par rapport à ceux passant par le centre pupillaire. Mathématiquement, cet effet est introduit comme une apodisation de la pupille en multipliant la fonction de front d'onde par un facteur défini par Applegate & Lakshminarayanan (1993). La fonction de sensibilité spectrale de la rétine est aussi représentée (i.e. $V(\lambda)$, cf chapitre 2). Le paramètre final est le spectre d'émission de l'écran où sont projetées les images.

2.2 Convolution de l'image nette par le filtre

La dernière étape de simulation d'une image consiste à convoluer l'image nette de départ par le filtre obtenu précédemment. Cette convolution est détaillée dans l'étude originale de la simulation (Legras et al., 2004b). Elle permet d'obtenir in fine l'image rétinienne que l'on veut faire observer par le sujet.

L'oeil forme un ensemble avec la lentille de contact qui peut être considéré comme un système optique qui transforme un objet ou un point source lumineux, en une distribution de luminance sur la rétine (i.e. respectivement image rétinienne et FEP). L'image rétinienne est donc obtenue en convoluant en 2 dimensions l'image originale par le filtre (i.e. la FEP), dont le calcul a été décrit précédemment.

La FEP est calculée dans une matrice de 512x512 pixels avec une distance angulaire entre les 2 pixels (Θ_p) de 4.57×10^{-5} rad (i.e. 0.157' d'arc) à la distance de vision choisie. Cet intervalle d'échantillonnage correspond à une fréquence spatiale de 191cycles par degré, bien au-delà de la limite de résolution neuronale de l'oeil (Sekiguchi et al., 1993). Comme il est souhaité de simuler une lettre correspondant à un niveau d'acuité visuelle donné (i.e. avec une taille du détail donnée), la taille, en pixels, du détail de l'objet est le ratio entre la taille angulaire du détail (i.e. acuité visuelle) et la distance angulaire entre 2 pixels du filtre. La taille finale de la lettre est 5 et 4 fois supérieure à la taille du détail en hauteur et largeur, respectivement. Par exemple, une lettre correspondant à 0.4LogMAR d'acuité visuelle a une taille angulaire du détail de 2.5' d'arc ou 7.31×10^{-4} rad. La taille du détail de la lettre en pixels est donc :

$$\frac{7.31 \times 10^{-4} rad}{4.57 \times 10^{-5} rad} \approx 16 pixels \qquad (2.1)$$

La taille de la lettre est donc de 80x64 pixels. Autour de cette matrice (i.e. de 80x64), des pixels blancs sont ajoutés pour remplir une matrice de 512x512 pixels correspondant à la taille du filtre (i.e. une taille totale sous-tendue de 1.34x1.34°).

La convolution géométrique n'est pas le moyen le plus rapide d'effectuer le calcul quand les dimensions de la matrice de l'objet sont trop larges. Une meilleure méthode consisterait à utiliser la transformée de Fourier de l'objet original, et à la multiplier par la FTO calculée grâce à la FEP, et à finalement générer l'image finale par transformée inverse de Fourier du spectre de l'image obtenu.

Le but de la simulation est d'afficher une image telle que l'image finale sur la rétine de l'observateur est celle que nous souhaitons simuler (i.e. image décrite précédemment). Cela peut s'exprimer selon l'équation :

$$\text{Image}_{\text{affichée}} * \text{FEP}_{\text{observateur}} = \text{Image}_{\text{originale}} * \text{FEP}_{\text{oeil simulé}} \qquad (2.2)$$

Dans l'équation précédente, l' « oeil simulé » correspond à la combinaison de l'oeil et de la lentille. L'étoile représente la convolution. Le résultat du calcul convoluant l'objet par le filtre représentant l'oeil et la lentille combinés est l'image rétinienne voulue et est représentée par la partie droite de l'équation. Cependant, si l'observateur regardait directement cette image rétinienne, l'image sur sa propre rétine serait dégradée en plus par ses propres aberrations oculaires. Ainsi, l'image finale (sur la rétine) serait dégradée une première fois par le calcul et ensuite par l'oeil de l'observateur, comme indiqué sur la partie gauche de l'équation.
Une manière de résoudre ce problème d'étape de flou additionnel causé par l'oeil de l'observateur consiste à déconvoluer l'image calculée initialement par la FEP de l'observateur pour enlever la dégradation supplémentaire non voulue (Burton & Haig, 1984).
En pratique, le calcul est effectué dans le domaine des fréquences en utilisant une transformée de Fourier. La déconvolution est faite en utilisant un filtre de Wiener, qui peut être exprimé par l'équation suivante :

$$FTO^{-1} \approx \frac{FTO_{Obs}^{*}}{\left|FTO_{Obs}^{2}\right| + cst} \qquad (2.3)$$

FTO_{Obs}^{*} correspond au conjugué complexe de la FTO. La constante (i.e. « cst ») évite la division par 0 et est ajustée en utilisant une routine MATLAB (The Mathworks). La valeur de la constante doit être d'un ordre approprié (i.e. négligeable devant le terme $\left|FTO_{Obs}^{2}\right|$), car une valeur trop importante pourrait changer l'apparence de l'image finale, et une valeur trop faible n'évite malheureusement pas les artefacts contenus dans l'image. La valeur de la constante a été optimisée en utilisant un critère objectif de qualité d'image, directement lié à la quantité de gris dans le fond de l'image originale. Ainsi, le critère de qualité d'image objectif vise à minimiser la quantité de gris au bord de l'image, ou plus exactement au niveau d'une ligne de 20 pixels partant du bord et allant vers le centre de l'image. Le calcul complet est comme suit :

$$\mathrm{Im}age_{affichée} = F^{-1}\left(F(image_{originale}) \times FTO_{oeilsimulé} \times \frac{FTO_{Obs}^{*}}{\left|FTO_{Obs}^{2}\right| + cst} \right) \qquad (2.4)$$

où F et F^{-1} sont respectivement la transformée de Fourier et son inverse.
Un problème peut apparaître si la FTO de l'oeil simulé combiné à la correction dépasse celle de l'oeil observateur car il est alors possible que le contraste requis pour certaines fréquences spatiales dépasse les 100% dans l'image affichée, en particulier si l'image originale possède un fort contraste. Comme l'ont décrit Peli & Lang (2001), ce problème est souvent résolu en tronquant la fonction du filtre à un maximum de 1.0. Dans le cas de cette simulation, dans laquelle les observateurs ont une FTO égale ou supérieure à celle de l'oeil simulé avec la proximité et les aberrations étaient généralement telles que la troncature n'était pas nécessaire.

Dans les quelques cas où ce phénomène se manifestait, les images résultantes contenaient typiquement de légers artefacts. Cependant, Legras et al. (2004b) ont décidé d'afficher quand même ces images puisque les artefacts en question n'étaient pas perceptibles à la distance d'observation utilisée.

Chapitre 3 : Matériels et Méthodes

I Dispositif expérimental

La simulation numérique que nous avons utilisée dans ces études était paramétrée comme suit :
La partie optique de la simulation comportait les aberrations chromatiques d'un oeil standard (les aberrations chromatiques variant peu d'un sujet à l'autre) comme défini par Thibos et al. (1992), il n'y avait pas d'aberrations monochromatiques d'incluses (sauf mention contraire pour la troisième étude, cf chapitre 8). Les phénomènes de diffusion et de diffraction étaient pris en compte via des modèles tirés de la littérature (Thibos et al., 1992).
La partie neuronale de la simulation, quant à elle, a été réduite à une constante puisque les images simulées étaient notées par des sujets. L'idée était de simuler la partie optique, et d'utiliser le cerveau des sujets pour la partie neuronale du jugement subjectif. Pour cela, l'optique de l'oeil des sujets était « shuntée » par un système de pupille artificielle et de verres (cf partie 5.1.2).

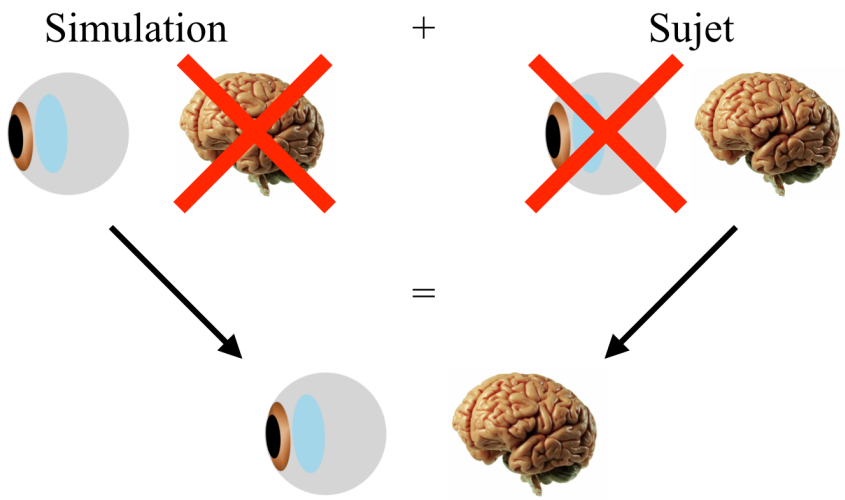


Figure 1.1 : Illustration du principe de jugement subjectif utilisé dans les études de cette thèse.

Le diamètre pupillaire considéré était de 4.5mm, ce qui correspond à la taille moyenne du presbyte selon la littérature (Erickson & Robboy, 1985 ; Winn et al., 1994 ; Chateau et al., 1996).
Les sujets observaient un écran d'ordinateur situé à 4m, la taille du pixel étant donc de 4.57×10^{-5}rad. La luminance de cet écran était de 100cd/m2. La luminance de l'écran a été vérifiée à l'aide d'un luminancemètre Topcon BM3. L'illumination de la pièce des tests était contrôlée par une fermeture de volets occultants, les éclairages intérieurs restaient donc constants entre les sujets et pendant une série de mesure.

1.1 Sujets

Les sujets qui ont participé aux études dans le cadre de ce travail de thèse ont tous signé un formulaire de consentement éclairé conformément à la déclaration d'Helsinki. Les risques encourus par les sujets lors de leur participation à ces études leur ont été systématiquement détaillés. Ils consistaient principalement en un inconfort oculaire lié à la visualisation d'écran d'ordinateur, ainsi qu'à un possible ralentissement du rythme du clignement des paupières. Des exemplaires des formulaires de consentement et d'information pour chaque étude sont disponibles en annexe. L'anonymat des sujets était garanti puisque seules des personnes ayant signé un engagement de confidentialité ont eu accès aux données nominatives des expériences. Les sujets disposent également d'un droit d'accès et de rectification des données personnelles les concernant comme exigé par la loi informatique et libertés du 6 janvier 1978. Des pauses régulières étaient proposées aux sujets pour leur permettre de se reposer entre les séries de mesures. Il était vérifié que les sujets ne possédaient pas de problèmes d'accommodation (spasmes…) avant chaque étude. Pendant l'étude, des images nettes étaient montrées périodiquement au sujet pour vérifier qu'elles correspondaient toujours à la note maximale (i.e. sujet ne faisant pas de spasme d'accommodation intermittent pendant la mesure). Lorsqu'un spasme intermittent était constaté, l'ensemble des images notées après la précédente vérification devait être noté à nouveau. Ce phénomène de spasme intermittent n'a été constaté que sur 2 sujets sur l'ensemble des études, et ces sujets n'ont pas obtenu de résultats discordants par rapport à leurs homologues.

1.2 Conditions de mesure

Les mesures de qualité subjective des images ont toutes été effectuées dans les mêmes conditions. La cible retenue est un groupe de 3 lettres (i.e. H, E et V) à haut contraste de 0.4 logMAR. Cette taille de lettre correspond à la taille observée en général dans les caractères de journaux lus à 40cm (Legge & Bigelow, 2011).
Cela correspond à :

$$\begin{aligned} & 0.4\,LogMAR \\ & \Leftrightarrow 2.5' \\ & \Leftrightarrow 0.041\overline{6}° \\ & \Leftrightarrow 7.27\times10^{-4}\,rad \end{aligned} \qquad (1.1)$$

À 4 mètres, un tel angle (correspondant à nos 0.4logMAR) donne une taille de détail lettre de 2.91mm, soit une taille de lettre de 14.5mm. Or, l'écran utilisé pour afficher les images possède une résolution de pixels totale de 2880x1800 pour une hauteur de 207mm. Une lettre de 14.5mm fera donc 126.96 pixels (i.e. 127). On est donc sur une taille de lettre qui permet un affichage de l'image sur des pixels physiques du moniteur (i.e. le détail de la lettre ne sera pas « coupé » au milieu d'un pixel).

La cible était observée à une distance de 4m, les sujets portaient leur compensation sphéro-cylindrique donnant au minimum une acuité visuelle de 0.00 logMAR. En plus de cela, une pupille artificielle de 3mm était ajoutée devant l'œil, de façon à annuler la majeure partie des effets des aberrations monochromatiques des sujets. Cette méthode utilisant une pupille de 3mm a déjà été utilisée pour limiter l'impact des aberrations (Applegate et al., 2002 ; Niu et al., 2008). Les sujets n'étant pas cycloplégiés (i.e. leur accommodation n'était pas paralysée par des gouttes ophtalmiques prévues à cet effet), la première étude ci-après s'est notamment penchée sur l'influence de l'accommodation sur l'évaluation des images simulées.

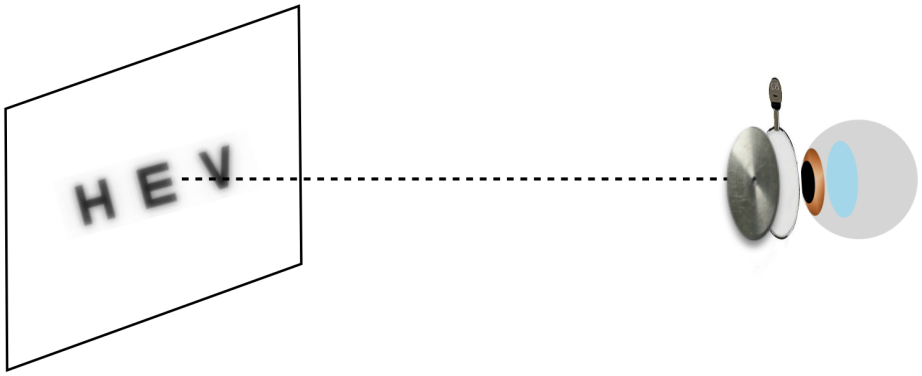


Figure 1.2 : Illustration des conditions d'observation des sujets, avec la correction sphéro-cylindrique et la pupille artificielle de 3mm.
La cible était située à 4 mètres.

La première étude présentée ci-après comporte une partie de validation de la méthode. Pour cette validation, nous avons utilisé un dispositif d'optique adaptative dont le chemin optique est présenté dans la figure suivante. Il s'agit d'un appareil commercial, le crx1 de la société Imagine Eyes, basée à Orsay.

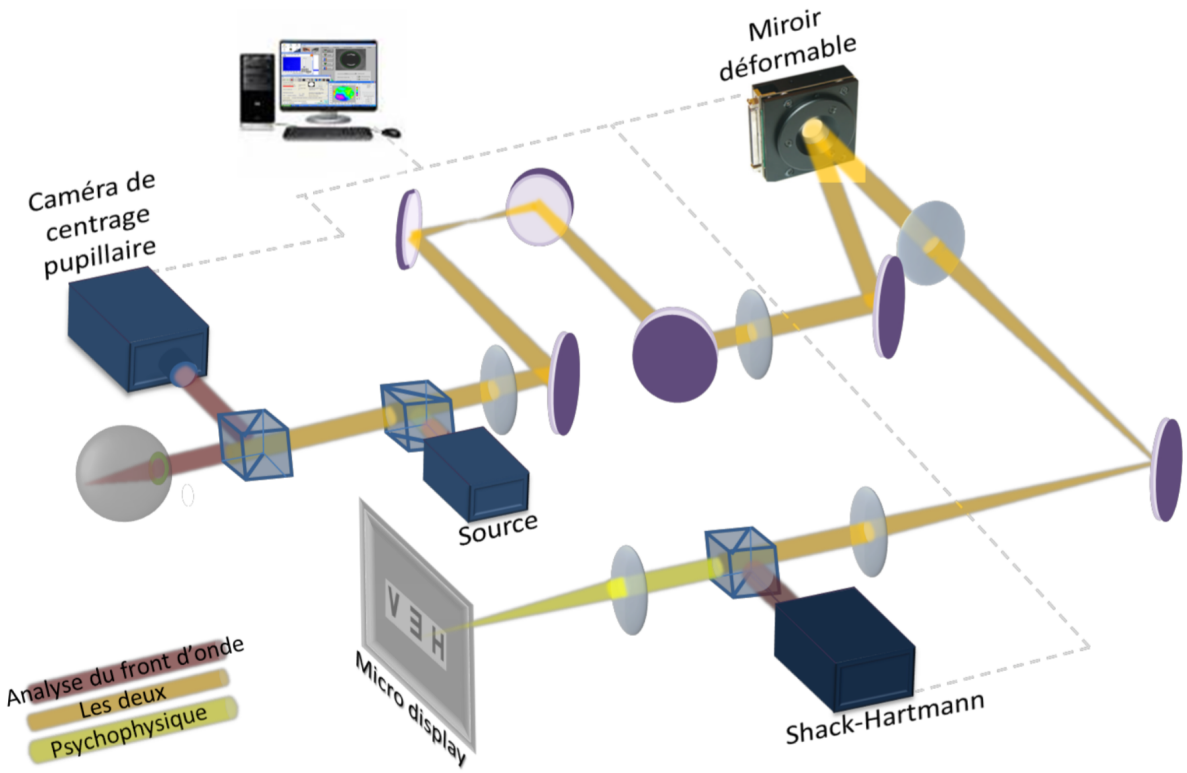


Figure 1.3 : Schéma de principe du système d'optique adaptative (crx1, Imagine Eyes, Orsay, France) utilisé pour la validation de notre méthode.
Le système comporte deux voies, une destinée à l'analyse du front d'onde et une aux tests psychophysiques.

Le sujet regarde un micro-display à travers le chemin optique. L'aberromètre Shack-Hartmann analyse le front d'onde et transmet sa valeur à l'ordinateur qui contrôle le miroir déformable. Il est ainsi possible de corriger et/ou d'induire des aberrations de façon dynamique.
L'aberromètre Shack-Hartmann comporte 1024 micro-lentilles (32x32) couvrant une zone de pupille de 7.2 mm de diamètre. Les mesures du front d'onde sont effectuées grâce à une diode laser de longueur d'onde 850 nm et de puissance 15 µW. Le dispositif de modulation des aberrations (i.e. correction ou introduction d'aberrations) est le miroir déformable, de diamètre effectif 15 mm, composé de 52 pistons magnétiques indépendants.
Un trombone optique (i.e. système Badal composé de deux miroirs orientés à 45° et montés sur rails) est également présent pour corriger la sphère équivalente des sujets de façon à limiter le travail demandé au miroir déformable. L'avantage de ce système est que la proximité peut être modulée sans modifier le front d'onde.

II Notes

Une fois les images produites grâce à la simulation, nous avons demandé aux sujets de les évaluer subjectivement.
Pour chaque étude, l'ensemble des images des différentes conditions testées a été mélangé en ordre aléatoire.
Les images ont été notées selon l'échelle ITU-R (1974-2002), allant de 0 à 5, avec des termes pour guider le sujet comme suit :

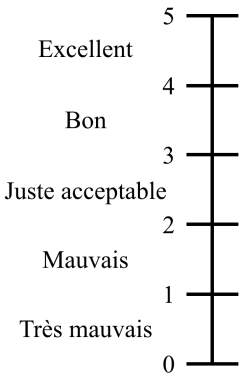


Figure 2.1 : Illustration de l'échelle de notes fournie aux sujets pour la notation des images.

Chaque image a été notée 3 fois, les images étant toutes mélangées en ordre aléatoire lors des mesures pour éviter toute influence d'une adaptation au flou.

III Critères de qualité d'image retenus

L'évaluation subjective d'une image consistant à lui attribuer une note étant hautement subjective, il convient de définir des critères permettant de quantifier le gain (ou la perte) de qualité de vision induit par une optique évaluée de cette manière. Nous avons, pour ces travaux de thèse, isolé 3 critères permettant de quantifier l'impact sur la qualité de vision à différentes proximités. Ils sont présentés ci-après.

3.1 Profondeur de champ

La profondeur de champ calculée dans cette thèse a été définie comme la gamme de proximité pour laquelle la vision est jugée acceptable par le sujet. L'échelle de notation utilisée indiquant une limite entre une mauvaise qualité et une qualité juste acceptable à 2 sur 5, nous avons choisi ce niveau comme étant la limite d'acceptabilité de la qualité d'image définie par les termes de l'échelle de notes.
Lorsqu'une courbe de notes en fonction de la proximité présentait une bimodalité (i.e. deux pics), avec une qualité intermédiaire inférieure au seuil, nous avons inclus cette proximité dans le calcul de la profondeur de champ. Il s'agit en effet de la différence entre la proximité acceptable la plus éloignée et la proximité acceptable la plus proche.

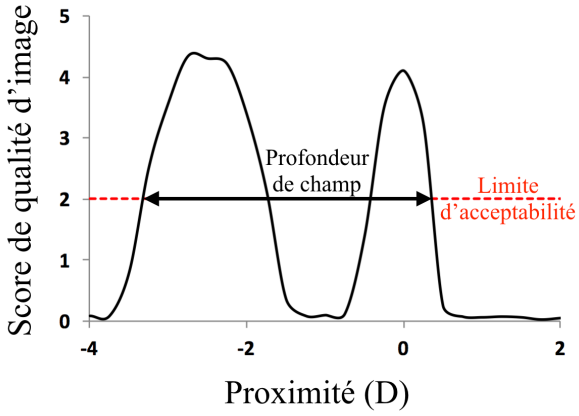


Figure 3.1 : Illustration de la méthode de calcul de la profondeur de champ.

Ce critère présente donc un problème évident : si la zone de qualité inférieure au seuil entre les 2 pics est trop large (i.e. les deux pics ne sont donc plus assez larges), la profondeur de champ ainsi calculée n'est plus du tout en phase avec la qualité de vision réellement perçue par le sujet (i.e. profondeur de champ très bonne mais qualité visuelle très limitée entre les deux extrémités de l'intervalle acceptable). C'est pourquoi d'autres critères ont aussi été calculé, notamment l'aire sous la courbe de notes en fonction de la proximité.

3.2 Aire sous la courbe

Pour éviter l'écueil posé par le calcul de la profondeur de champ, nous avons également étudié comme critère l'aire sous la courbe de note en fonction de la proximité. En effet, un moyen d'éviter de tenir compte des proximités où la qualité d'image est inférieure au seuil, est de calculer l'aire sous la courbe au-dessus de la limite d'acceptabilité comme suit :

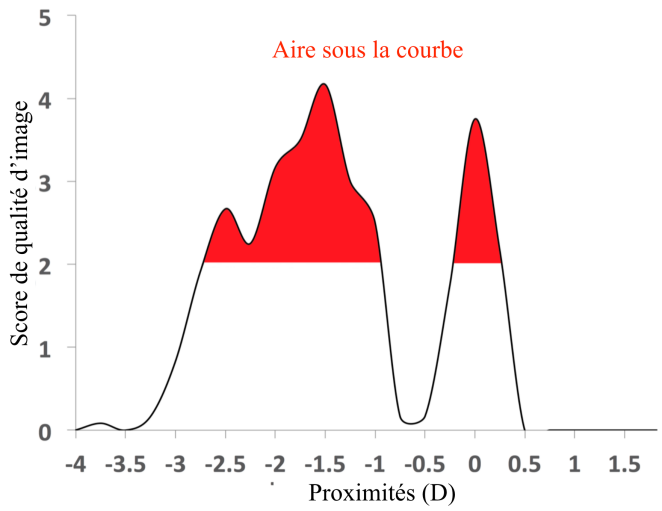


Figure 3.2 : Illustration du critère d'aire sous la courbe.

Cependant, de la même façon que pour la profondeur de champ, ce critère possède un inconvénient : il nous donne une mesure de la qualité visuelle absolue mesurée pour un profil optique. Ce critère d'aire sous la courbe a déjà été utilisé par De Gracia et al. (2013).
Cependant, lors de la caractérisation d'une nouvelle optique, c'est le gain de qualité visuelle par rapport au niveau de qualité sans l'optique qui doit être quantifié. Dès lors, comment connaître la qualité visuelle relative à partir d'une mesure absolue ? Il est nécessaire de mesurer la qualité visuelle basale du sujet et de diviser l'aire sous la courbe avec optique par l'aire sous la courbe de qualité basale. Nous avons appelé ce critère le bénéfice visuel.

3.3 Bénéfice

Le bénéfice visuel est calculé en divisant l'aire sous la courbe donné par l'optique testée par l'aire sous la courbe lorsqu'aucune optique correctrice n'est incluse dans la simulation (i.e. avec un oeil nu). Ce critère permet donc de quantifier le gain de qualité visuelle de façon précise et lisible (i.e. gain de qualité exprimé en pourcentage de la qualité basale).
Ce critère de bénéfice peut être utilisé de façon globale en prenant en compte l'ensemble des proximités testées, ou spécifiquement calculé pour la vision de loin, la vision intermédiaire et la vision de près comme suit :

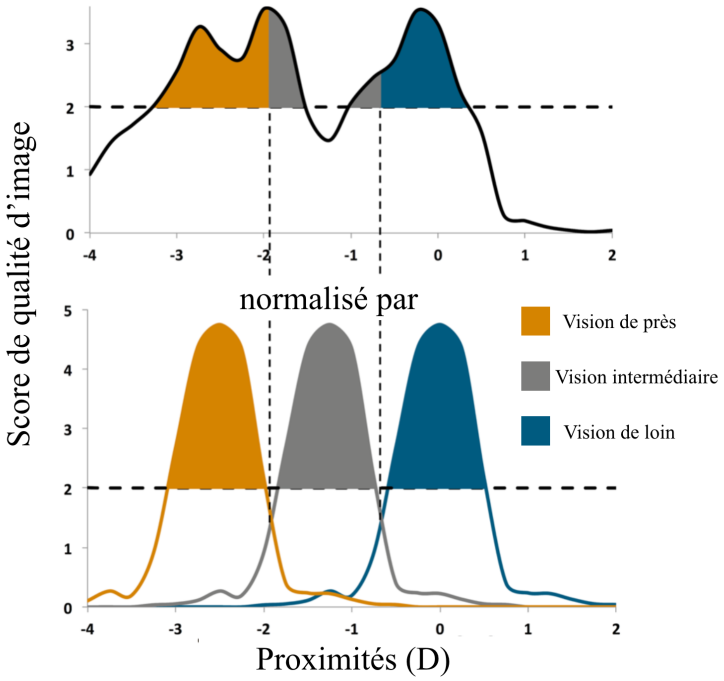


Figure 3.3 : Illustration de la méthode de calcul du bénéfice.
La qualité visuelle donnée par l'optique (en haut) est divisée par celle de l'oeil nu (en bas). La qualité donnée par l'oeil nu correspond à une seule des 3 courbes du bas (qui est répétée lors du calcul pour les différentes distances de vision).

3.4 Hypothèses de travail

Pour les études présentées ci-après, nous nous sommes basés sur plusieurs hypothèses de travail :

- La simulation employée dans cette thèse ayant été validée dans le cadre de plusieurs publications internationales (Legras et al., 2004 ; Benard et al., 2010), nous considérons que les images simulées obtenues par ce biais sont représentatives de la qualité d'image fournie par les optiques simulées.

- Nous utilisons une pupille de 3mm devant l'oeil du sujet pour réduire l'impact de ses aberrations lors de la notation d'image. Nous considérons, comme dans la littérature (Applegate et al., 2002 ; Niu et al., 2008), que cette pupille de 3mm permet d'obtenir des images similaires sur les rétines de tous les sujets.

- Les images à noter étant présentées en ordre aléatoire et jugées 3 fois chacune, nous avons considéré que l'adaptation au flou n'entrait pas en ligne de compte dans les notations d'images successives.

Chapitre 4 : Ratio d'aires optimisant la qualité visuelle d'une optique bifocale

Cette étude a fait l'objet :
-D'un poster avec « proceedings » dans un congrès international : Rio D, Legras R. What ratio between distance and near power do we need to provide an acceptable quality of near vision ? ARVO E-abstract 2132, 2014.
-D'une publication dans un journal international à comité de lecture : Rio D, Legras R. Which ratio of areas improves vision quality in simultaneous focus optics ? Optom Vis Sci 2015;92:429-36.

I Introduction

Dans une première étude, nous avons cherché à optimiser le profil « historique » des optiques bifocales, à savoir une lentille de contact comportant deux zones concentriques, une dédiée à la correction de la vision de loin, et l'autre à la vision de près.

Il existe deux designs possibles pour ce genre d'optique bifocale : le centre de l'optique peut être destiné à corriger la vision de près (e.g. la Biofinity® Multifocal Near avec un centre destiné à la vision de près et une progression, et plus anciennement la Alges®), ou alors à corriger la vision de loin (e.g. l'Acuvue Bifocal® et la Biofinity® Multiofcal Distance avec un centre destiné à la vision de loin et une progression). La partie périphérique permet de corriger le loin ou le près pour compléter la partie centrale. Ces designs sont donc très logiquement particulièrement sensibles au diamètre pupillaire des sujets (Borish IM, 1988 ; Erickson et al., 1988 ; Charman & Saunders, 1990).
En théorie, il est admis que les proportions d'aires dédiées à la correction de loin et de près doivent être égales (Charman & Saunders, 1990 ; Bennett, 2008 ; Charman et al., 1998), même si certaines études prenant en compte les aberrations d'ordre supérieur et la diffraction ne retrouve pas le même résultat (Chateau & Baude, 1997 ; Bradley et al., 2014).
Aucune étude sur ce sujet n'a pris en compte la qualité de vision subjective, utile pour l'évaluation des différences entre les sujets.
Nous avons donc décidé de quantifier le ratio d'aires destinées à corriger le loin et le près qui optimise la qualité visuelle perçue par les sujets.

II Méthode

2.1 Sujets et profils optiques

Quatorze sujets, âgés de 20 à 24 ans, ont été recrutés pour cette étude.
Nous avons conçu dix profils optiques de lentilles de contact bifocales à vision de près centrale. L'addition des optiques bifocales a été fixée à 2.50D. Le paramètre variant entre ces 10 profils est l'aire couverte par l'addition allant de 0% (i.e. correction unifocale de vision de loin) à 90% par pas de 10%. Les diamètres de zone optique centrale sont respectivement 0mm (0%), 1.42mm (10%), 2.02mm (20%), 2.46mm (30%), 2.84mm (40%), 3.18mm (50%), 3.48mm (60%), 3.76mm (70%), 4.02mm (80%) et 4.26mm (90%).

2.2 Expérience de validation

Nous avons commencé par effectuer une expérience contrôle pour valider l'ensemble de la méthode employée dans ces travaux de thèse. Dix sujets, âgés de 20 à 23 ans, ont noté, dans 2 conditions d'observation, en ordre aléatoire et à 3 reprises, 75 images (i.e. de -4D à +2D, tous les 0.25D) obtenues avec 3 profils optiques (i.e. œil nu presbyte emmétrope, 20% et 50%). Les sujets ont vu les images à travers une pupille artificielle de 3mm dans les 2 conditions.
La première condition d'observation consiste à corriger dynamiquement les aberrations de l'observateur grâce à un dispositif d'optique adaptative commercial (crx1®, Imagine Eyes, Orsay, France) appelée condition contrôle-miroir. La deuxième condition est similaire aux conditions présentées dans le chapitre 1-*III*, appelée condition en espace réel, puisque les sujets ne regardent pas à travers une optique dans cette condition. Les conditions ont été testées en ordre aléatoire.
Nous avons calculé la différence absolue moyenne (i.e. 0.32) des proximités, profils optiques et sujets. Nous avons exclu les différences nulles obtenues aux proximités les plus extrêmes (i.e. au près comme au loin) pour ne pas sous-estimer la valeur moyenne de différence absolue.
Cette différence moyenne de 0.32 est comparable à l'écart-type intra-individuel préalablement observé avec la même méthode de notation, soit 0.35 (Legras & Benard, 2013).
Ce résultat est illustré par la figure 2.1 où les courbes moyennes de notes en fonction de la proximité obtenues dans les 2 conditions sont représentées. Les courbes obtenues dans les 2 conditions sont similaires. L'analyse de Bland-Altman (figure 2.1 D) confirme que les 2 conditions sont équivalentes puisque 95% des valeurs sont comprises dans un pas de mesure (i.e. une note de 1).

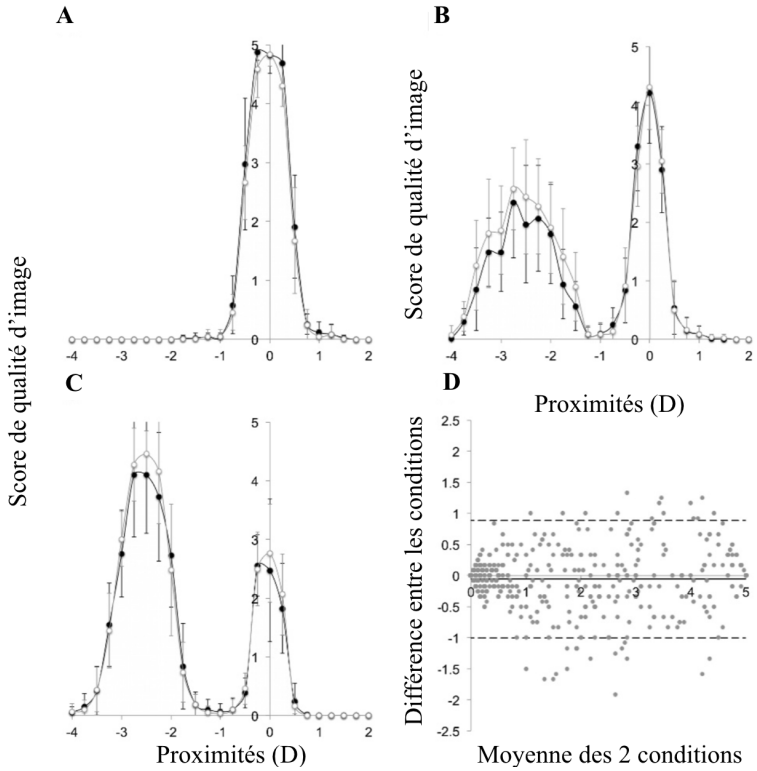


Figure 2.1 : A,B et C : Courbes de notes en fonction de la proximité pour 3 profils optiques (i.e. 0, 20 et 50% d'aire de zone centrale respectivement).
Les points noirs représentent la condition avec contrôle de l'accommodation par optique adaptative, les points blancs la condition avec accommodation possible (i.e. espace réel). D : Analyse de Bland-Altman, différence entre les conditions en fonction de la moyenne entre les conditions. La ligne noire représente la différence moyenne, les lignes pointillées représentent 2 écart-types.

III Résultats

En moyennant toutes les proximités, et les profils optiques testés, l'écart-type des trois répétitions de mesures est de 0.28, ce qui est proche du quart du pas de mesure (i.e. 1).
La figure 3.1 montre les courbes de score de qualité d'image en fonction de la proximité pour chaque profil et chaque sujet. Nous avons aussi représenté la courbe moyenne obtenue avec chaque profil optique.

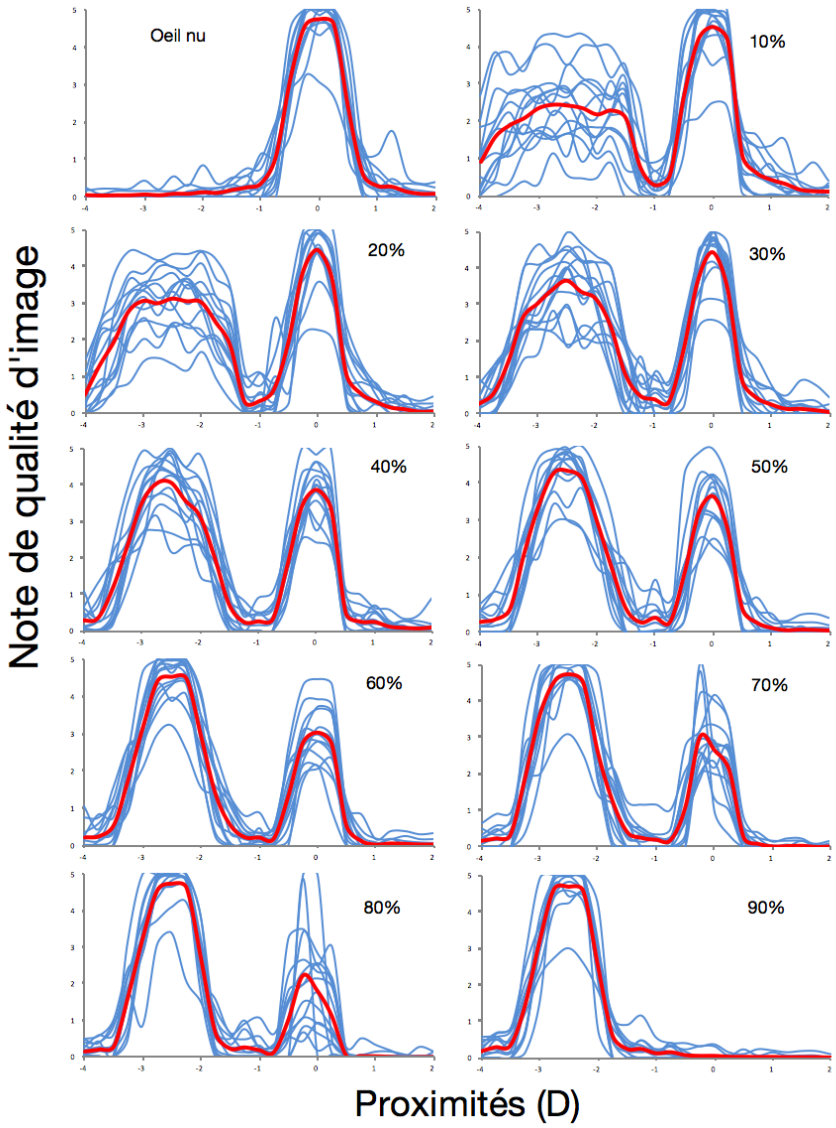


Figure 3.1 : Note de qualité d'image en fonction de la proximité pour les 10 profils optiques testés.
Les courbes rouges représentent la moyenne des notes des sujets, les courbes bleues les notes individuelles.

Augmenter le diamètre de zone optique central améliore la qualité de vision de près au détriment de la qualité de vision de loin.

Pour quantifier l'efficacité d'une optique bifocale, nous avons calculé l'aire sous la courbe de notes en fonction de la proximité (cf chapitre 3) obtenue pour chaque sujet et chaque profil.

La figure 3.2 A représente le bénéfice d'aire sous la courbe en fonction du diamètre de zone optique central du profil optique. Il y a une courbe par sujet. Certains sujets semblent tirer parti (i.e. bénéfice largement supérieur à 1) de la qualité de vision donnée par tous les profils quel que soit le diamètre de zone optique central, alors que d'autres restent insatisfaits avec tous les profils optiques (i.e. bénéfice inférieur à 1).

Les différences entre les sujets semblent diminuer avec l'augmentation du diamètre de zone optique central. Par conséquent, nous avons calculé l'écart-type interindividuel du bénéfice d'aire

sous la courbe décrit dans la section méthode (Figure 3.2 B). Cet écart-type diminue linéairement avec l'augmentation du diamètre de zone optique central (r^2 = 0.97).

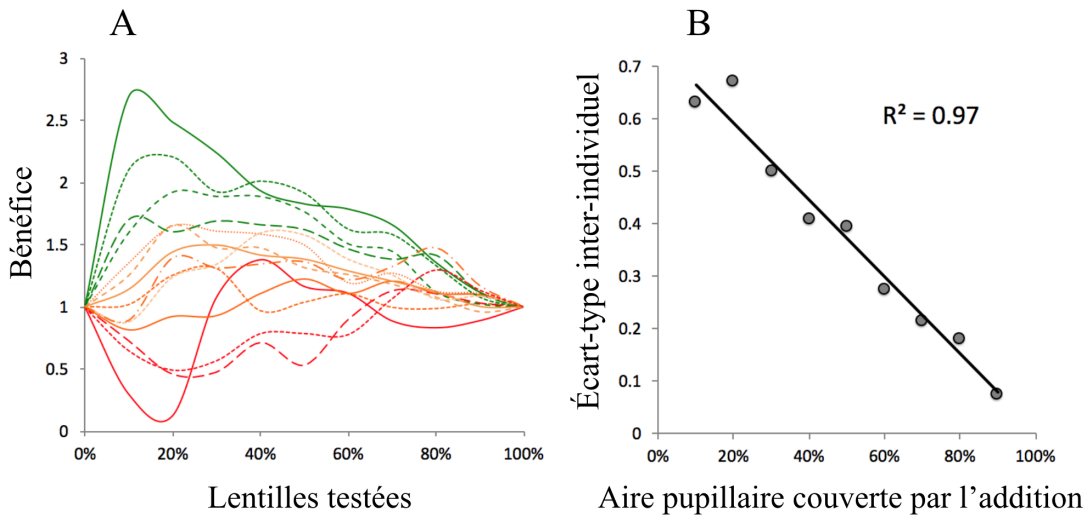


Figure 3.2 : A : Bénéfice en fonction de la lentille testée pour chaque sujet. B : Écart-type inter-individuel en fonction de l'aire pupillaire couverte par l'addition.

La figure 3.3 montre le bénéfice moyen en fonction du diamètre de zone optique central du profil optique. Les profils optiques avec des aires de zone optique entre 20 et 50% de l'aire pupillaire ont donné des bénéfices comparables (i.e. entre 1.35 et 1.42). Le meilleur bénéfice est obtenu avec un diamètre de zone optique central de 40% de l'aire pupillaire.

Nous avons aussi calculé le bénéfice d'aire sous la courbe en considérant deux gammes de proximités. La vision de loin a été définie comme les proximités entre +2 et -1D, et la vision de près comme les proximités allant de -1 à -4D. Pour chaque gamme de proximité, l'aire sous la courbe a été normalisée par l'aire sous la courbe de l'œil nu focalisé soit au loin (i.e. pic de qualité d'image à l'infini) soit au près (i.e. pic de qualité d'image à -2.5D). Une aire de zone optique central de 20% égalise les bénéfices de loin et de près.

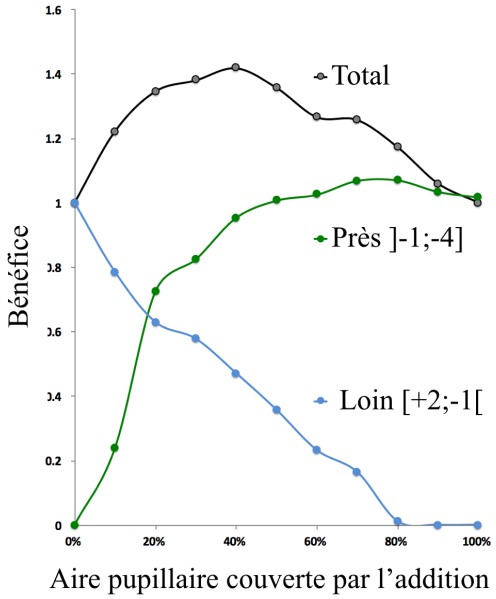


Figure 3.3 : Bénéfice en fonction de l'aire pupillaire couverte par l'addition pour les proximités de loin, de près, et pour l'ensemble des proximités.

La figure 3.4 représente la distribution parmi les sujets de l'aire de zone optique centrale égalisant les bénéfices de loin et de près. Des ratios de diamètre de zone optique central entre 10 et 15% égalisent les bénéfices de loin et de près pour le plus grand nombre de sujets.

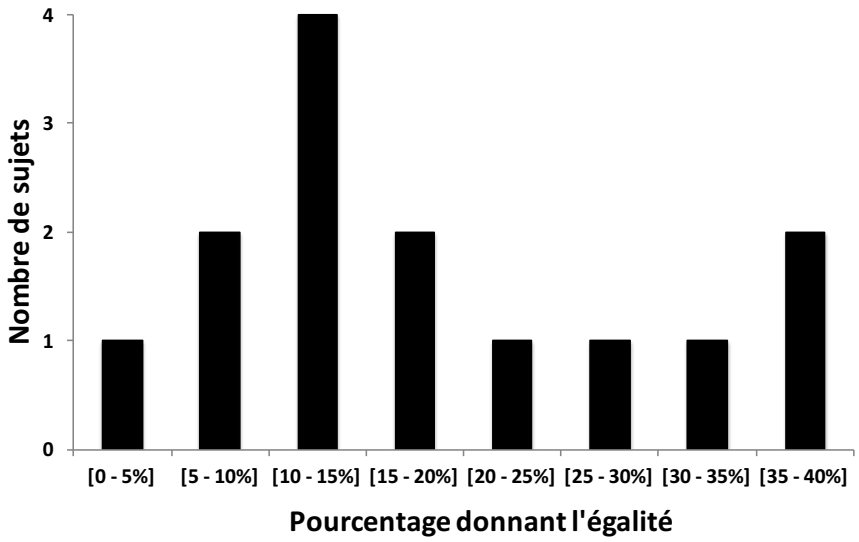


Figure 3.4 : Nombre de sujets en fonction du pourcentage d'aire occupé par la zone centrale donnant l'égalité des bénéfices de loin et de près.

IV Discussion

Les principaux résultats obtenus dans cette étude montrent que, avec les mêmes images sur leur rétine, différents sujets donnent différentes notes subjectives. De plus, la meilleure taille de diamètre de zone optique central égalisant les performances de loin et de près est différente d'un sujet à l'autre.

L'écart-type intra-individuel est de 0.28. En utilisant la même méthodologie pour déterminer la note subjective, Legras & Benard (2013) ont obtenu une valeur comparable (i.e. 0.35). L'écart-type inter-individuel est plus petit que 1 (i.e. 0.49), qui peut être considéré comme le pas de mesure.

Ajouter une addition (i.e. correction de près) dans la partie centrale de l'optique donne un second pic de qualité d'image apparaissant en vision de près (Plakitsi & Charman, 1995). Augmenter la taille de cette partie centrale implique une amélioration de la qualité de vision de près au prix d'une baisse de qualité en vision de loin. La qualité de vision acceptable (i.e. note de 2, limite entre « juste acceptable » et « mauvais ») peut être obtenue au près quand seuls 10% de l'aire pupillaire (i.e. 4.5mm) sont couverts par l'addition. De la même façon, on pourrait imaginer que 10% de correction de loin, induits en périphérie de l'optique (i.e. avec 90% d'aire centrale dédiée à la correction de près) pourraient fournir une qualité de vision de loin acceptable. Cependant, cette optique ne permet aucune vision de loin, ce qui signifie que la partie centrale de la pupille est plus efficace que la périphérie. Ce résultat est également observable sur la figure 3.3. Une qualité équivalente de vision de loin et de près (i.e. même bénéfice) est obtenue quand la pupille est couverte par 20% d'addition au centre. Pour évaluer le possible rôle de l'effet Stiles-Crawford dans ce résultat, nous avons calculé un critère de qualité d'image en fonction de la proximité (i.e. rFTM5-15) avec et sans l'effet Stiles-Crawford pour diverses optiques. Il a déjà été observé que ce critère prédit bien les notes subjectives de qualité d'image (Legras & Benard, 2013). En moyennant selon les proximités et les profils optiques, l'impact de l'effet Stiles-Crawford sur le critère de l'aire sous la courbe était inférieur à 10%, signifiant que cela ne peut pas expliquer la différence d'efficacité observée entre le centre et la périphérie de la pupille. Comme reporté précédemment (Thibos et al., 2002 ; Benard et al., 2010), il a été observé que la réfraction était gouvernée en aplatissant le front d'onde dans l'aire pupillaire centrale. En fait, Benard et al. (2010) ont conclu qu'en présence d'aberration sphérique du 4ème et 6ème ordre, les rayons périphériques ne semblent pas jouer un rôle important dans la réfraction finale, ce qui veut dire que la pupille « efficace » est largement plus petite que la pupille réelle. Xu et al. (2013) ont confirmé cette hypothèse par des calculs de FTM en présence d'aberration sphérique avec diverses pupilles (i.e. circulaires et annulaires). Ils ont conclu qu'en présence d'aberration sphérique du 4ème ordre, la FTM optimale est atteinte avec une focalisation paraxiale, quelle que soit la réfraction en périphérie pupillaire. Young et al. (1990) ont aussi obtenu le même résultat en mesurant (i.e. système EROS 200) la FTM de diverses lentilles de contact bifocales. En effet, il a été montré que, quand les zones centrales et périphériques ont la même aire, la FTM est plus importante pour la partie centrale, et tout particulièrement pour les hautes fréquences spatiales. Par conséquent, il

n'est pas surprenant d'égaliser la vision de loin et de près avec une aire pupillaire centrale couverte par l'addition plus petite (i.e. inférieure à 50%).

Comme le profil optique 20% égalise les qualités de vision de loin et de près, et si nous faisons l'hypothèse que, pour égaliser la vision de loin et de près, les aires de la pupille efficace couvertes par la correction de loin et de près doivent être égales, alors la taille de la pupille efficace devrait être autour de 3mm.

Le meilleur bénéfice, défini dans le chapitre 3, a été observé pour des profils optiques allant de 20 à 50% d'aire pupillaire couverte par l'addition, avec un pic pour l'optique bifocale à 40% d'aire dédiée au près. De notre point de vue, le profil optimal devrait égaliser les qualités de vision au loin et au près. En se basant sur ce critère, le meilleur profil est celui dont 20% de l'aire totale est dédiée au près. Des études publiées précédemment, basées sur des calculs de critères objectifs (Chateau & Baude, 1997 ; Bradley et al., 2014) (e.g. la FTM), ou sur des mesures objectives de FTM sur de réelles lentilles de contact rigides (Woods et al., 1993a), ont montré que l'équilibre entre la qualité de vision au loin et au près était atteinte quand l'aire de la zone centrale recouvrait respectivement 36, 37 ou 39% de la surface pupillaire totale. De plus, Woods et al. (1993a) ont observé que ce ratio optimal est relativement constant pour des tailles pupillaires allant de 3 à 6mm. Cette différence qui apparaît entre nos résultats et ceux mentionnés précédemment pourrait s'expliquer par le fait que nous avons demandé à des sujets d'évaluer subjectivement les images au lieu d'utiliser des mesures ou des critères objectifs. Par conséquent, il apparait important de considérer une évaluation subjective lors de la création de nouvelles optiques bifocales. Une autre explication concerne le critère utilisé pour « quantifier » les qualités de vision au loin et au près. En effet, les auteurs cités précédemment (Chateau & Baude, 1997 ; Bradley et al., 2014 ; Woods et al., 1993a) ont pris en compte le pic de qualité d'image, alors que nous avons analysé la qualité d'image au pic et aux proximités alentour (calcul de l'aire sous la courbe).

En outre, les performances optiques mesurées en terme de critère de qualité d'image (i.e. FTM) dissimulent les variations interindividuelles, ce qui limitent leurs conclusions. En fait, nous avons observé que le ratio égalisant la qualité de vision au près et au loin variait de 5 à 39% en fonction du sujet (cf figure 3.4). Par conséquent, le meilleur profil optique dépend du sujet. Il n'y a pas un meilleur profil mais une gamme de profils maximisant la qualité de vision. En effet, comme observé sur la figure 3.2 A, le bénéfice varie fortement parmi les sujets avec un bénéfice moyenné entre les profils allant de 0.8 à 1.9. Un tiers des sujets étaient clairement pénalisés (i.e. bénéfice inférieur à 1 quel que soit le profil utilisé) par le port de profils bifocaux ou ne présentaient aucune amélioration ou aucun bénéfice, alors que les deux autres tiers des bénéfices moyens (i.e. entre 1.2 et 1.4), ou même pour certains supérieurs à 1.4. Des facteurs individuels autres que purement optiques influencent les réponses des sujets. La tolérance au flou qui pourrait être définie comme la gamme de proximités où la qualité de vision est jugée acceptable (i.e. objectionable blur, cf chapitre 1), montre également de fortes variations interindividuelles avec un facteur de 2.3 entre les valeurs les plus fortes et les plus faibles (Legras & Rio, 2014), et pourraient expliquer les différences observées. La figure 3.2 B montre qu'une optique bifocale avec une petite zone

centrale donne un écart-type interindividuel beaucoup plus important qu'une grande zone centrale. Lorsqu'on regarde les scores de qualité d'image en fonction de la proximité avec le profil présentant 10% d'aire centrale, on observe de larges variations interindividuelles entre -4 et -1.5D et un faible écart-type pour les proximités plus proches que -1D (i.e. de -1 à +2D). Ces deux parties correspondent à la gamme de proximités où le contraste et la netteté sont respectivement dégradés (figure 4.1), ce qui signifie qu'une perte de contraste est diversement appréciée, alors qu'une perte de netteté est unanimement notée sévèrement. Avec le profil présentant 70% d'aire centrale, le même phénomène peut être observé ; dans ce cas, les proximités au loin présentent principalement une perte de contraste alors que les proximités plus proches présentent une perte de netteté. Par conséquent, le nombre de proximités où une baisse de contraste est observée détermine le niveau de variation interindividuel obtenu avec une optique bifocale.

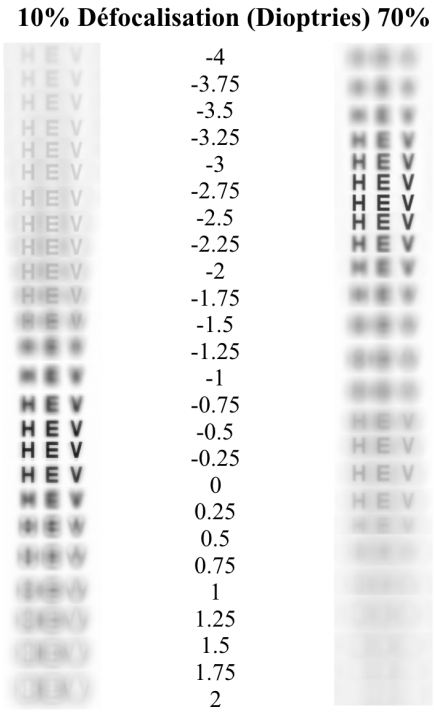


Figure 4.1 : Images simulées en fonction des proximités pour 2 profils.
Images avec une zone centrale représentant respectivement 10% et 70% de l'aire totale.

Les conclusions sur le meilleur profil ou une gamme de meilleurs profils devrait aussi tenir compte de paramètres additionnels comme le myosis apparaissant au près, l'effet de décentrement d'une optique bifocale devant la pupille, et l'interaction entre l'optique et les aberrations du sujet, puisqu'ils ont été identifiés comme étant des paramètres influençant les différences interindividuelles (Plakitsi & Charman, 1995).

Legras & Benard (2013) ont observé que la rFTM5-15, comme critère de qualité d'image, peut prédire correctement (r^2 = 0.92) les notes subjectives. Dans cette expérience, ce critère de qualité d'image était aussi corrélé (r^2 = 0.86) à la qualité de vision subjective. Cependant, même si un critère de qualité d'image peut prédire la réponse moyenne d'une population, il ne peut pas prendre en compte les larges variations interindividuelles, limitant donc l'intérêt de tels critères.

La simulation d'images notées par un panel de sujets paraît être un intéressant outil pour évaluer de nouveaux designs optiques.

- La pupille centrale est plus efficace que la pupille périphérique, le profil 20% égalise les qualités au loin et au près.
- Il n'existe pas un profil meilleur que les autres, il y a une gamme de bons profils, de 20 à 50% d'aire centrale.
- De fortes variations interindividuelles existent, et augmentent quand la taille de la zone centrale diminue.
- Les images nettes mais faiblement contrastées génèrent plus de variations inter-individuelles.

Chapitre 5 : Effet du nombre de zones concentriques sur la qualité visuelle avec une optique bifocale

Cette étude a fait l'objet :

-D'un poster avec « proceedings » dans un congrès international : Legras R, Rio D. Effect of the number of radial zones on subjective vision in bifocal optics. Visual and Physiological Optics meeting 2014, Wroclaw, Poland.

-D'une publication dans un journal international à comité de lecture : Legras R, Rio D. Effect of number of zones on subjective vision in concentric bifocal optics. Optom Vis Sci 2015;92:1056-1062.

I Introduction

Nous avons optimisé précédemment le ratio d'aires dédiées à la correction de loin et de près dans une optique bifocale. Ce design possède deux zones de correction, celle au centre servant pour la vision de près et celle en périphérie pour la vision de loin. Or, le ratio d'aires pour ces designs à deux zones est pour des raisons évidentes très dépendant de la taille pupillaire. Une solution qui a été proposée par les fabricants de lentilles de contact pour pallier ce problème est d'inclure de multiples zones pour donner une certaine indépendance à la pupille à ces lentilles de contact (Bradley et al., 2014). Une étude récente (De Gracia et al., 2013) s'est penchée sur la quantification du nombre d'anneaux optimisant la vision à toutes les distances. Leur conclusion (pour les designs à zones concentriques comme les nôtres) est qu'une optique à 3 ou 4 zones serait optimale. La méthode utilisée dans cette étude impliquait uniquement du calcul optique et des critères de qualité d'images, aucune mesure subjective avec des sujets réels n'a été effectuée. Nous proposons donc dans cette deuxième étude d'optimiser le nombre d'anneaux d'une optique bifocale en faisant évaluer des images simulées par des sujets.

II Méthode

2.1 Sujets

Vingt-deux sujets âgés de 21 à 30 ans ont été recrutés pour cette étude. L'étude durait en moyenne 90 minutes, avec une pause au moins pour que les sujets puissent se reposer. Aucun sujet de la première étude (cf chapitre 4) n'a participé à cette étude.

2.2 Profils optiques

Nous avons conçu 7 profils optiques avec différents nombres de zones concentriques (i.e. 2, 3, 4, 5, 8, 10 et 20 zones) utilisées sur une pupille de 4.5mm (i.e. pupille typique du presbyte selon Chateau et al., 1996 et Erickson & Robboy, 1985). Le ratio d'aires entre les zones destinées à la correction de la vision de près et de loin ont suivi la règle déterminée par les résultats du chapitre précédent (i.e. chapitre 4), à savoir respectivement des proportions de 40% et 60% de l'aire totale. Quand un profil contient plusieurs zones destinées à la correction de loin ou de près, chaque zone possède la même aire. Ainsi, par exemple, pour un profil avec 6 zones de vision de loin et 4 zones de vision de près, chaque zone couvre 10% de l'aire totale. Les profils optiques de cette étude sont des profils à vision de près centrale, avec une addition de 2.50D.

2.3 Définition du critère de rayon moyen

Nous avons également calculé pour cette étude un critère de rayon moyen pour les zones de correction de la vision de loin et pour les zones de correction de la vision de près, comme défini dans la figure suivante.

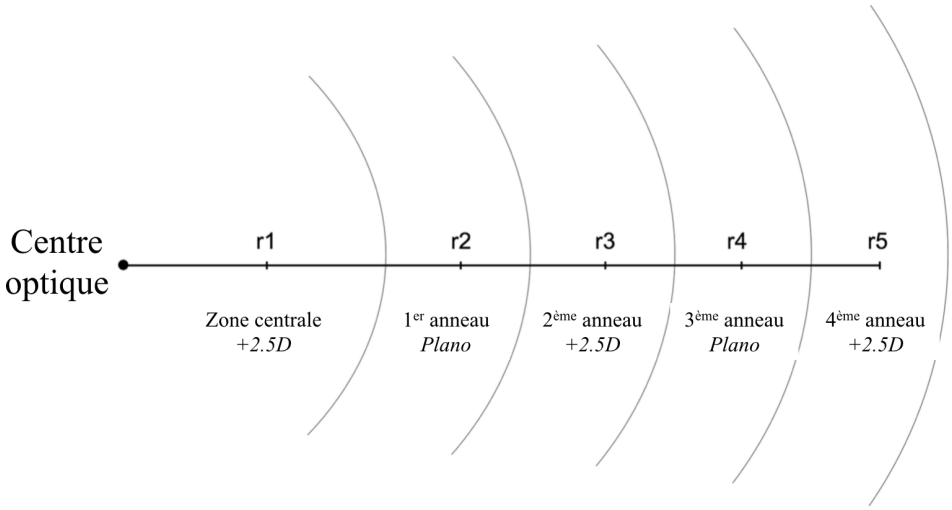


Figure 2.1 : Illustration du critère de rayon moyen utilisé dans cette étude.
Le rayon moyen de chaque zone correspond au milieu entre le début et la fin de cette zone. Les rayons moyens de toutes les zones de correction de loin ont été moyennés pour obtenir le critère de loin. La même chose a été faite pour le critère de près.

III Résultats

La variation intra-individuelle moyenne (i.e. écart-type entre les 3 répétitions d'une même mesure) est de 0.29, proche du tiers du pas de mesure (i.e. 1).
Pour mettre en évidence la répétabilité de mesure obtenue avec cette méthode, nous avons tracé (figure 7.2) le score de qualité d'image en fonction de la proximité pour le profil optique à 2 zones

de cette étude et de la précédente (cf chapitre 6). La différence absolue moyenne entre les deux courbes est de 0.12 (<3%).

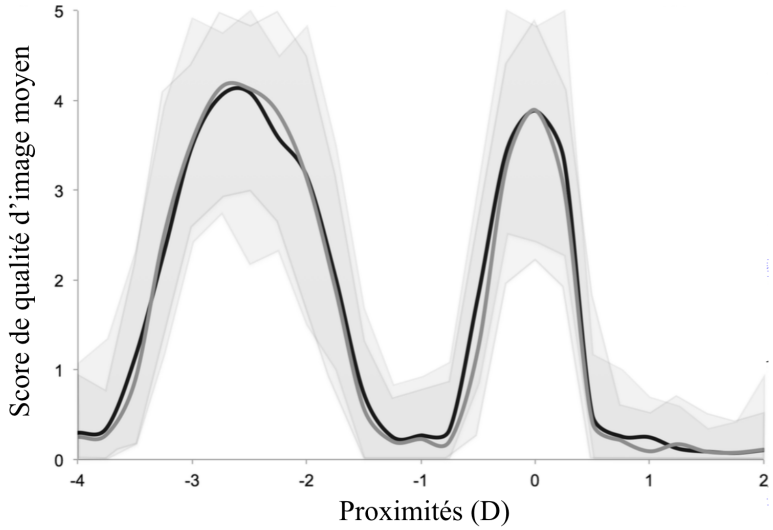


Figure 3.1 : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour le même profil optique noté par 2 populations différentes.
Courbe grise : cette étude ; courbe noire : étude du chapitre 4. Les enveloppes représentent les scores maximaux et minimaux obtenus sur les 2 études.

La figure 3.2 montre les courbes de notes en fonction de la proximité pour chaque profil. La courbe noire épaisse représente la moyenne de tous les sujets, et une courbe grise représentant un sujet. Pour faciliter la comparaison entre les profils, les courbes en pointillés indiquent la qualité d'image donnée par une correction pour le loin uniquement. Quand on augmente le nombre de zones, les pics de qualité de vision de loin (i.e. proximité de 0D) et de près (i.e. proximité de -2.50D) diminuent, mais qualité de vision intermédiaire est améliorée. Le profil avec 20 zones concentriques dans la pupille montre une bonne qualité de vision intermédiaire mais des notes très faibles en vision de loin et de près.

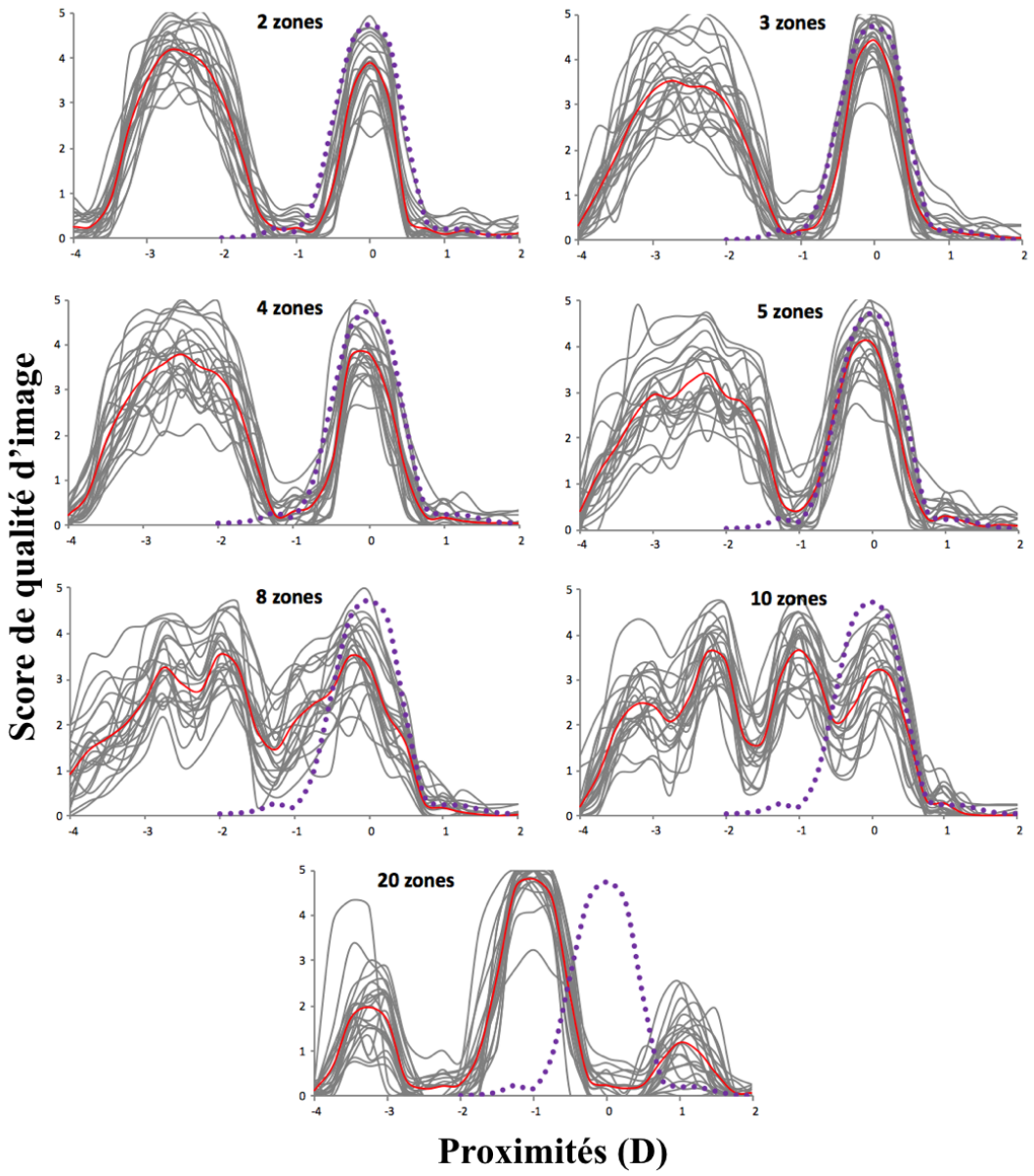


Figure 3.2 : Scores de qualité d'images en fonction de la proximité pour les 7 profils testés.
Les courbes rouges représentent la moyenne des sujets, les courbes violettes représentent la réponse moyenne des sujets sans profil optique. Les courbes grises correspondent aux courbes individuelles des sujets.

Pour illustrer l'augmentation de qualité de vision donnée par chaque profil, la figure 3.3 montre le bénéfice pour chaque profil calculé pour la vision de loin (i.e. de +0.5 à -0.5D), la vision intermédiaire (i.e. de -0.75 à -1.75D) et la vision de près (de -2 à -3D). Le bénéfice de loin reste similaire pour tous les profils, excepté le profil à 20 zones. Le bénéfice de près diminue quand le nombre de zones augmente, avec une performance équivalente à une lentille unifocale (i.e. correction pour le loin seulement, bénéfice de 1), à une performance de 50% d'une lentille unifocale pour le profil à 10 zones. Le profil à 20 zones donne des résultats très différents de cette tendance, et sera décrit plus tard. Le bénéfice en vision intermédiaire augmente de 0 pour le profil à 2 zones jusqu'à près de 50% pour le profil à 10 zones. Ce profil à 10 zones présente le meilleur équilibre entre les bénéfices de loin, intermédiaire et de près.

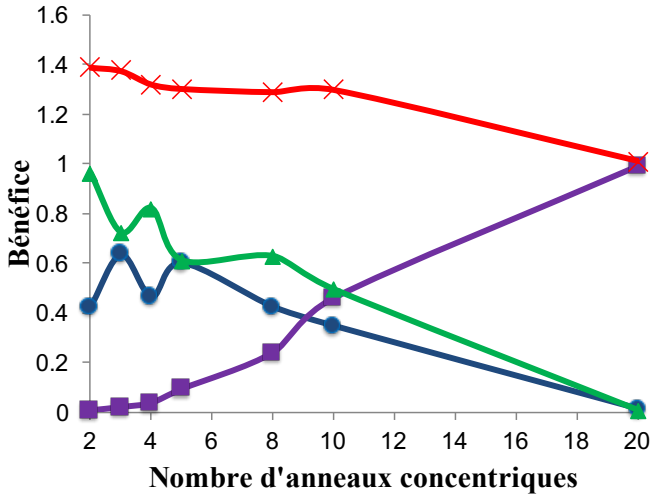


Figure 3.3 : Bénéfice en fonction du nombre d'anneaux concentriques.
La courbe rouge représente le bénéfice total, la courbe violette le bénéfice en vision intermédiaire, la courbe verte le bénéfice en vision de près et la courbe bleue le bénéfice en vision de loin.

La figure 3.4 représente la profondeur de champ, gamme de proximités avec une vision acceptable (i.e. score supérieur ou égal à 2), pour chaque profil. La profondeur de champ augmente avec le nombre de zones concentriques mais diminue pour le profil avec 20 zones.

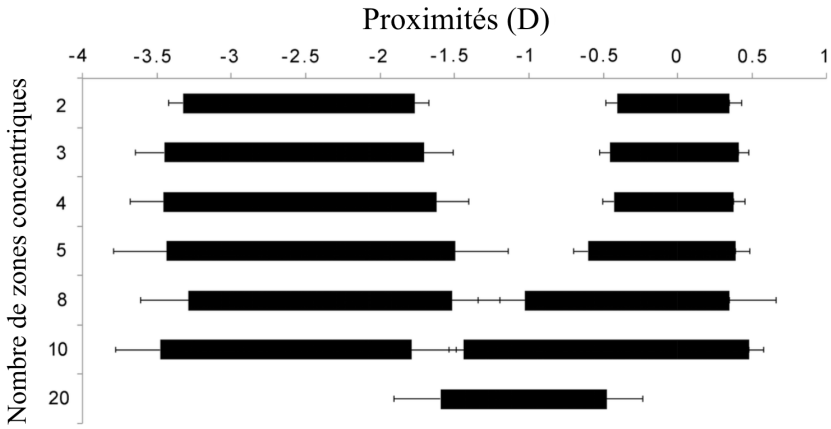


Figure 3.4 : Profondeur de champ acceptable (i.e. score d'au moins 2/5) donnée par chacun des profils testés sur l'ensemble des sujets.

La figure 3.5 A montre la corrélation entre le bénéfice et le rayon moyen des zones correspondantes (i.e. rayon moyen des milieux des zones de correction de loin pour le bénéfice de loin et des zones de correction pour le près pour le bénéfice de près). Pour calculer ce rayon moyen, les rayons de toutes les zones de correction de loin ont été ajoutés, et le résultat a ensuite été divisé par le nombre de zones de correction de loin. La même méthode a été utilisée pour les zones de correction de près. Les critères ainsi obtenus pour le loin et le près ont été inclus dans les figures 3.5 A et 3.5 B. La figure 3.5 B montre l'évolution des rayons moyens pour les zones de

loin (ligne noire) et de près (ligne grise) en fonction du nombre total de zones concentriques du profil.

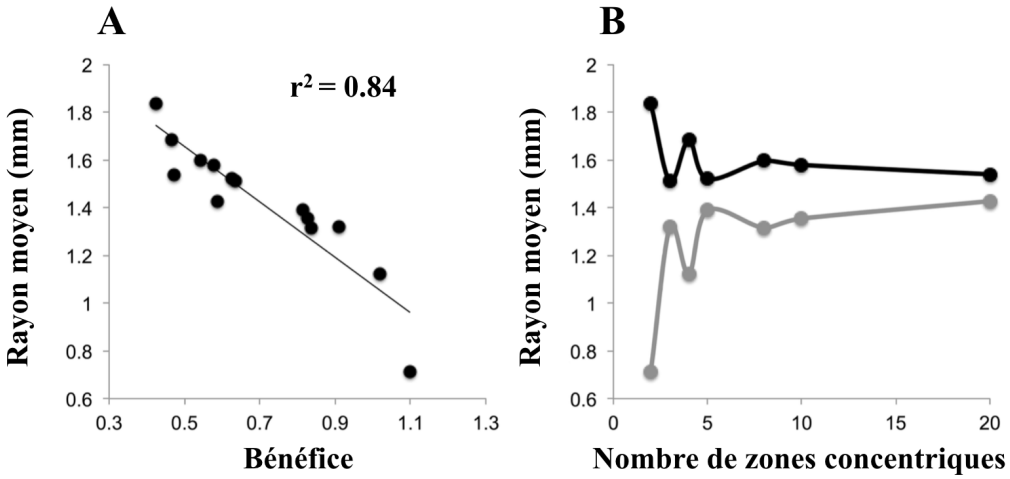


Figure 3.5 : A : Rayon moyen en fonction du bénéfice. B : Rayon moyen en fonction du nombre de zones concentriques.

IV Discussion

Les courbes de qualité d'image en fonction de la proximité montrent de larges différences interindividuelles, confirmant nos précédents résultats (cf chapitre 4).

Le bénéfice donné par un profil optique est très dépendant du sujet comme le montre les variations de bénéfice observées : de 0.54 à 2.37. Certains sujets n'ont pas ressenti d'amélioration quel que soit le profil alors que d'autres ont très bien noté leur vision de loin et de près avec tous les profils, excepté celui avec 20 anneaux. Ce constat avait déjà été réalisé avec divers rayons de zone centrale sur des optiques bifocales à 2 zones (cf chapitre 4).

Nous avons précédemment testé l'impact d'une optique bifocale à 2 zones en utilisant la même méthodologie sur 14 sujets (cf chapitre 4). La figure 3.1 montre les courbes moyennes de notes en fonction de la proximité obtenues dans les deux études avec le profil à 2 zones et l'œil nu (i.e. correction pour la vision de loin uniquement). La différence absolue moyenne est inférieure à 0.12 sur une échelle de 5, ce qui montre que malgré la grande variabilité interindividuelle, la courbe de qualité d'image moyenne en fonction de la proximité est très répétable même si on la mesure sur une nouvelle population, puisqu'aucun des sujets de la première étude (cf chapitre 4) n'a participé à celle-ci.

Comme on peut le voir sur la figure 3.2, la courbe de qualité d'image en fonction de la proximité obtenue avec un profil à 2 zones est caractérisée par deux pics, l'un en vision de loin (i.e. proximité de 0D) et l'autre en vision de près (i.e. proximité de -2.50D correspondant à 40cm), avec un manque de qualité de vision aux proximités intermédiaires.

Augmenter le nombre de zones concentriques augmente la largeur de la courbe aux proximités de vision de près, mais diminue la hauteur du pic de qualité de vision de près. Le pic de qualité de vision de loin diminue avec le nombre d'anneaux pour finalement obtenir, pour un profil avec

10 anneaux, des qualités de vision de loin, intermédiaire et de près comparables. Cette tendance est renforcée avec le profil à 20 anneaux, pour lequel la qualité de vision aux proximités intermédiaires est maximisée au prix de très faibles qualités de vision de loin et de près.

Le phénomène de diffraction peut expliquer ce dernier résultat. Nos profils optiques ont été créés pour imiter des réseaux zonés de Fresnel suivant la règle $Rk = R1\sqrt{k}$, où Rk est le rayon de la zone concentrique k, et R1 le rayon de la première zone (i.e. zone centrale). Cette règle donne des interférences constructives sur l'axe aux points focaux $R1^2/(\lambda*(2n-1))$, où λ est la longueur d'onde moyenne (i.e. 550nm) et n l'ordre de diffraction ($n \in \mathbb{Z}$).

Si on considère un objet réel au près, le premier point de focalisation (i.e. ordre 1) de l'optique à 20 zones concentriques est à 46cm (-2.2D) selon l'équation (7.1). R1 vaut 0.503mm et la longueur d'onde est de 550nm :

$$f(n=1) = (0.503 \times 10^{-3}) / ((2x1-1)\ 550 \times 10^{-9}) \quad (7.1)$$

La diffraction d'ordre 1 apparaissant à 46cm venant des zones de correction de vision de loin produit des interférences destructives avec la réfraction des zones de correction de vision de près (i.e., diffraction ordre 0) focalisant un objet à 40cm (-2.5D) dans le plan de la rétine.

Si on considère maintenant un objet à l'infini, pour l'ordre -1, le point de focalisation virtuel est à 2.2D. Les rayons venant de ce point de focalisation virtuel passent à travers les zones de correction de vision de près (i.e. lentille convergente de +2.50D) et se focalisent à -0.3D (non loin du plan focal de la rétine). L'ordre 0 pour les zones de correction de vision de loin focalise à 0D (plan de la rétine) et crée des interférences destructives avec les rayons d'ordre -1 des zones de correction de la vision de près.

Par conséquent, les interférences constructives localisées entre les points focaux de loin (i.e. -2.2 et -2.5D) et de près (i.e. 0 et -0.3D) expliquent le pic de qualité d'image observées aux proximités intermédiaires.

Pour le profil à 10 zones, le phénomène est comparable mais les interférences destructives sont plus faibles comme le point focal de premier ordre est localisé à 91cm pour les zones de vision de loin et ne produit donc pas d'interférences avec les points focaux réfractifs.

Pour mettre en évidence la capacité de chaque profil à fournir une bonne qualité de vision de loin, intermédiaire et de près, nous avons indiqué sur la figure 3.3 le bénéfice en fonction du nombre de zones concentriques. L'équilibre entre la vision de loin et de près a été obtenu avec un profil à 5 zones. Cependant, pour égaliser les qualités de vision de loin, intermédiaire et de près, un profil avec 8 ou 10 zones devrait être préféré.

Par conséquent, le profil optique devrait être choisi en fonction des besoins visuels du sujet. Un sujet qui n'a pas besoin d'une bonne qualité de vision intermédiaire pourrait être satisfait avec des profils ayant de 2 à 10 zones, avec les profils de 2 à 5 zones maximisant les qualités de vision au loin et au près. Cependant, si il ou elle a besoin de voir clairement à des proximités intermédiaires (i.e. ordinateur, tableau de bord de voiture, etc…), un profil avec 8 ou 10 zones concentriques devrait être choisi. Ce résultat est aussi illustré par la figure 3.4 où la profondeur de

champ acceptable (i.e. « objectionable blur »), comme défini par Atchison et al. (2005) a été indiquée pour chaque profil. Les profils à 8 ou 10 zones concentriques fournissent des qualités de vision acceptables de 30cm environ jusqu'à l'infini, avec un manque de qualité de vision apparaissant seulement entre 56 et 70cm pour le profil à 10 zones, par exemple.

Un autre point d'intérêt à propos de ces optiques bifocales est la forme des zones de transition. Dans cette étude, nous avons utilisé des transitions abruptes, qui peuvent ne pas être possibles à fabriquer en pratique. Il y a toujours un adoucissement des zones de transitions lors de la fabrication, qui implique une baisse de contraste des images perçues. Par exemple, Charman & Saunders (1990) ont calculé qu'une zone de transition de 0.2mm sur une optique bifocale à 2 zones réfracterait 10% du flux lumineux. Cependant, les auteurs (Charman & Saunders, 1990) ont mesuré que les zones de transitions réelles sur de vraies lentilles faisaient une taille de 7µm ; par conséquent, la perte de contraste ne serait pas si importante une fois les lentilles fabriquées. De Gracia et al. (2013) ont calculé le critère de qualité d'image du rapport de Strehl visuel avec diverses optiques bifocales. Les profils optiques qu'ils ont testés sont différents des nôtres. Nous avons choisi des optiques purement bifocales avec seulement deux puissances (i.e. 0 et 2.50D) alors que de Gracia et al. (2013) ont utilisé une variation séquentielle et linéaire de la sphère dans leurs profils.

Malgré cette différence, nous avons aussi observé qu'augmenter le nombre de zones concentriques de 2 à 10 diminue le critère de qualité d'image pour le loin et le près mais augmente le critère de qualité d'image en vision intermédiaire, le profil à 10 zones fournissant des critères de qualité d'image similaires sur la plus large gamme de proximités. De Gracia et al. (2013) ont conclu que des profils à 3 ou 4 zones maximisent le critère de qualité d'image calculé en fonction de la proximité. En se basant sur nos résultats, nous favorisons plutôt des profils entre 5 et 10 zones. Une raison principale explique cette différence.

Tout d'abord, la subjectivité (i.e. notation de qualité d'image) induite par notre étude donne de larges variations interindividuelles également constatées dans la pratique clinique. La différence d'acceptabilité des systèmes de vision simultanée pourrait être attribuée à des différences de centrage, de taille pupillaire, d'aberrations des patients, ou de distance de travail. Cependant, les résultats de cette étude montrent que tous les sujets n'ont déjà pas le même ressenti subjectif avec des conditions d'optique identique.

Un sujet sera correctement compensé pour sa presbytie si et seulement si sa qualité de vision est meilleure que son seuil de tolérance. C'est pourquoi, de notre point de vue, un critère absolu basé uniquement sur du calcul optique ne peut pas être utilisé seul pour optimiser un profil optique destiné à compenser la presbytie.

Comme observé précédemment (cf chapitre 4), l'aire centrale du profil est plus efficace que la périphérie. Nous avons calculé un critère de qualité d'image (i.e. rayon moyen des zones destinées à corriger la vision de loin et rayon moyen des zones destinées à corriger la vision de près ; cf figure 2.1) illustrant la distance par rapport au centre des zones de vision de loin et de près (i.e. deux valeurs par profil). Comme nous avons simulé des profils optiques avec une vision

de près centrale, le critère pour les zones de vision de loin est toujours plus grand que le critère de vision de près.

Comme attendu, lorsque le nombre de zones concentriques augmente, les critères pour les zones de vision de loin et de près se rapprochent. La figure 3.5 montre une bonne corrélation (i.e. r^2=0.84) entre le critère de qualité d'image et le bénéfice donné par les profils optiques. Le bénéfice (i.e. représentant la qualité d'image obtenu à toutes les proximités) augmente lorsque le critère diminue. En d'autres termes, plus la puissance de correction est répartie en périphérie, pire est la qualité de vision. Ce résultat confirme notre observation précédente (cf chapitre 6) indiquant que l'aire centrale d'un profil optique bifocal à 2 zones est plus efficace que la périphérie.

De futures expériences devraient se focaliser sur l'effet du décentrement de telles optiques, pour vérifier à quel point la qualité visuelle est impactée par des optiques bifocales décentrées, ainsi que dans des conditions plus réalistes (i.e. ajout d'aberrations oculaires et différents diamètres pupillaires notamment).

- Lors de l'augmentation du nombre de zones, la diffraction entre en jeu et augmente la qualité de vision intermédiaire.
- Un profil à 5 zones est bon pour égaliser les qualités visuelles de loin et de près, avec une faible vision intermédiaire.
- Un profil à 8 zones équilibre les qualités visuelles de loin, en intermédiaire et au près.
- Le rayon moyen d'un profil multi-zones est un bon critère de prédiction du bénéfice.

Chapitre 6 : Influences du décentrement, de l'âge, du diamètre pupillaire et des aberrations sur la qualité visuelle fournie par des optiques bifocales

Cette étude a fait l'objet :

-D'une publication dans un journal international à comité de lecture : Rio D, Woog K, Legras R. Which ratio of areas improves vision quality in simultaneous focus optics ? Ophthalmic Physiol Opt 2016. doi: 10.1111/opo.12300

I Introduction

Les deux précédentes études (cf chapitres 4 et 5) se sont penchées sur l'optimisation de profils optiques bifocaux. Ces profils ont été optimisés dans des conditions « idéales », c'est-à-dire avec un centrage et une optique de l'œil des sujets parfaits. Il paraît opportun d'évaluer maintenant les performances, la qualité d'image fournie par ces profils optimisés dans des conditions plus réalistes, c'est-à-dire avec un décentrement, en présence d'aberrations, avec une combinaison de décentrement et d'aberrations, mais aussi avec diverses tailles pupillaires. En effet, l'œil humain présente physiologiquement une optique imparfaite avec des aberrations (Porter et al., 2001 ; Guirao et al., 2002 ; Salmon & Van de Pol, 2006). De plus, la taille pupillaire peut varier entre les sujets, et une lentille de contact n'est pas toujours parfaitement centrée face à la pupille du sujet, comme observé par Chateau et al. (1996) et Erickson & Robboy (1985).

II Méthode

2.1 Sujets

Vingt-sept sujets ont été inclus dans cette étude. Nous avons divisé cette population en 2 groupes d'âge : 14 sujets ont été inclus dans le groupe 20-40 ans (i.e. groupe 1), et 13 dans le groupe 40-60 ans (i.e. groupe 2). Le groupe 1 présente un âge moyen de 25.5 ans (avec un écart-type de 5.5ans), allant de 21 à 39 ans. Le groupe 2 présente un âge moyen de 50.5 ans (avec un écart-type de 5 ans), allant de 43 à 57 ans. Les amétropies (en équivalent sphérique) étaient comparables entre les deux groupes, avec une moyenne de -0.72D pour le groupe 1 (avec un

écart-type de 1.30D), allant de -3.88 à +1.25D, et avec une moyenne de -0.78D pour le groupe 2 (avec un écart-type de 1.60D), allant de -4.38D à +1.63D.
L'expérience durait environ 90 minutes au total, avec au moins 2 pauses pour permettre aux sujets de se reposer.

2.2 Profils optiques sélectionnés

Les 2 profils optiques sélectionnés pour cette étude se sont basés sur les deux précédentes études (chapitres 4 et 5).
Le premier profil a 2 zones concentriques, avec une zone centrale dédiée à la correction de la vision de près (i.e. puissance de 2.50D) représentant 40% de l'aire totale du profil sur une pupille de 4.5mm. La zone périphérique est dédiée à la correction de la vision de loin (i.e. puissance de 0D). Ce ratio de 40% d'aire a été sélectionné car il donnait le meilleur profil de notes en fonction de la proximité (cf chapitre 4).
Le second profil optique a 8 zones concentriques, alternant entre correction de vision de près et de loin. La zone centrale est dédiée à la correction de la vision de près (i.e. puissance de 2.50D). Les zones dédiées à la correction de la vision de loin ont une puissance de 0D. Les 4 zones de correction de près correspondent à 40% de la surface totale de l'optique sur une pupille de 4.5mm (i.e. 10% par zone), et les 4 zones de correction de vision de loin représentent les 60% restants (i.e. 15% par zone).

2.3 Paramètres étudiés

Décentrement : Les lentilles de contact souples ont tendance à être décentrées vers le côté temporal et vers le bas (Erickson & Robboy, 1985 ; Chateau et al., 1996). En se basant sur ces études, nous avons identifié le décentrement typique d'une lentille de contact souple, qui correspond à un décalage de 0.48mm sur l'axe horizontal (vers la tempe) et de 0.60mm sur l'axe vertical (vers le bas).
Diamètre pupillaire : Le diamètre pupillaire moyen est d'environ 4.5mm selon Chateau et al. (1996) et Erickson & Robboy (1985). Nous avons testé tous les autres paramètres avec ce diamètre pupillaire. Pour observer l'impact du diamètre pupillaire sur la qualité d'image, nous avons ajouté 2 séries d'images en fonction de la proximité à noter pour les sujets, avec des pupilles de 3 et 6mm. Ces 2 diamètres pupillaires correspondent à peu près aux valeurs observées en clinique, et correspondent à la moyenne (i.e. 4.7mm) observée par Chateau et al. (1996) plus ou moins 2 écart-types. Pour le profil à 2 zones, la proportion de correction dédiée à la vision de près était respectivement 22%, 40% et 90% pour des pupilles de 3, 4.5 et 6mm. Pour le profil à 8 zones, la proportion de correction dédiée à la vision de près de l'optique était respectivement de 23%, 40% et 45% pour des diamètres pupillaires de 3, 4.5 et 6mm.
Aberrations : Selon les valeurs moyennes mesurées sur une large population (Porter et al., 2001), nous avons combiné nos profils optiques avec les aberrations typiques rencontrées dans un œil

humain (i.e. valeur moyenne), et avec un plus fort niveau d'aberrations (i.e. niveau moyen + 1 écart-type). Nous avons inclus dans notre étude les 3 plus importantes aberrations monochromatiques d'ordre supérieur, soit l'aberration sphérique primaire (moyenne de 0.14 µm avec un écart-type de 0.10 µm), la coma verticale (moyenne de -0.02 µm avec un écart-type de -0.17 µm) et le trefoil (moyenne de 0.05 µm avec un écart-type de 0.12 µm). Ces niveaux d'aberrations correspondent à un niveau RMS de 0.15 µm et 0.35 µm respectivement pour les niveaux typique et élevé d'aberrations.

Âge : Deux groupes d'âge ont été recrutés : 20-40 ans et 40-60ans. La même étude a été effectuée pour les deux groupes.

La table 2.1 représente les conditions testées dans l'étude.

Table 2.1 : Description des conditions testées.

Un niveau d'aberrations de 1 correspond à 0.14µm d'aberration sphérique primaire, -0.02µm de coma verticale et 0.05µm de trefoil. Un niveau d'aberrations de 2 correspond à 0.24 µm d'aberration sphérique primaire, -0.19 µm de coma verticale et 0.17 µm de trefoil. La condition 15 correspond à un œil presbyte emmétrope, ce qui signifie que la qualité d'image obtenue par la simulation est excellente pour la vision de loin, mais diminue rapidement quand la proximité se décale vers la vision de près, puisqu'un œil presbyte emmétrope n'a plus aucune accommodation pour un œil simulé.

Condition	Nombre de zones	Taille de pupille (mm)	Aberrations	Décentrement
1	2	4.5	0	NON
2	2	4.5	0	OUI
3	2	4.5	1: niveau typique	NON
4	2	4.5	2: haut niveau	NON
5	2	4.5	1	OUI
6	2	3	0	NON
7	2	6	0	NON
8	8	4.5	0	NON
9	8	4.5	0	OUI
10	8	4.5	1	NON
11	8	4.5	2	NON
12	8	4.5	1	OUI
13	8	3	0	NON
14	8	6	0	NON
15	N/A	N/A	N/A	N/A

III Résultats

3.1 Répétabilité

L'écart-type intra-individuel des notes moyenné sur l'ensemble des sujets et conditions est de 0.33, ce qui est inférieur au pas de mesure (i.e. 1).

La figure 3.1 représente les scores de qualité d'image en fonction de la proximité pour toutes les conditions testées et tous les sujets. Elle met en évidence les fortes différences interindividuelles. Des images identiques (i.e. même profil optique et même proximité) peuvent être notées très différemment selon le sujet.

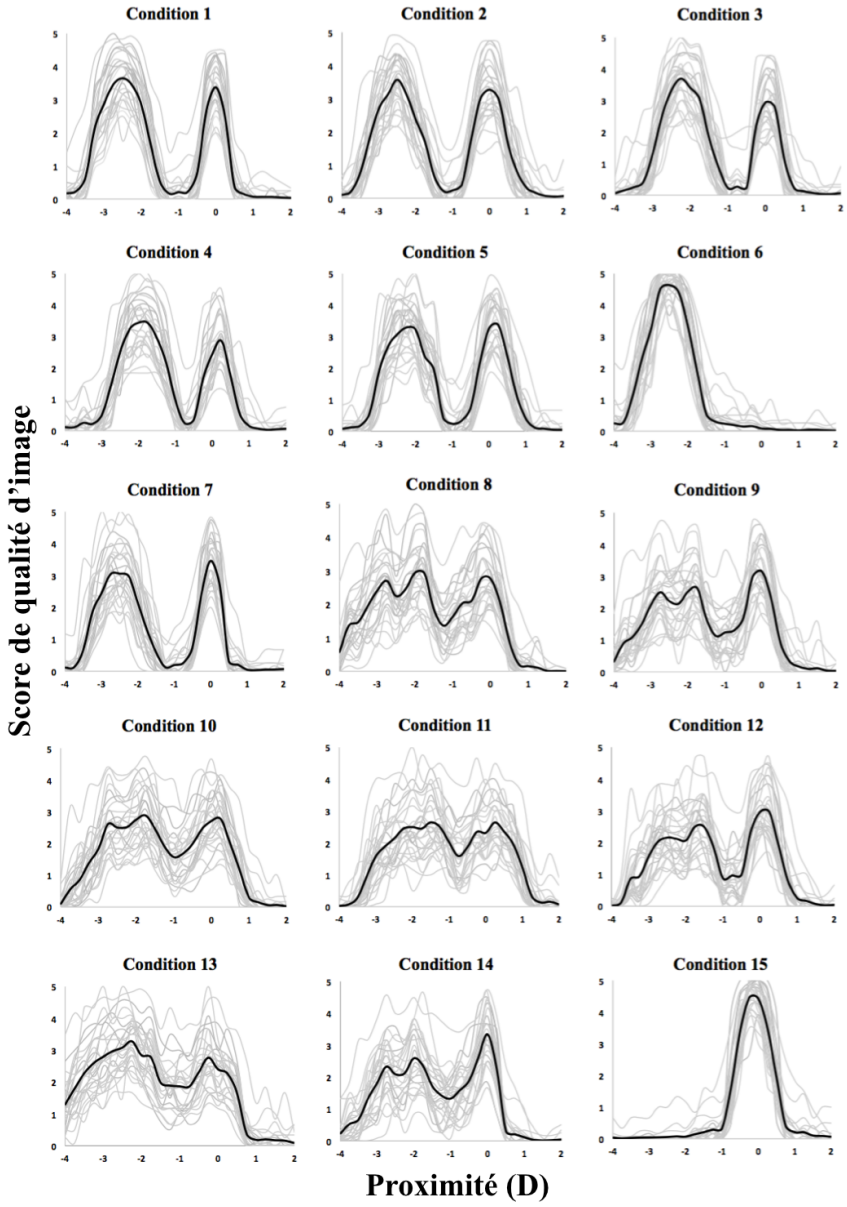


Figure 3.1 : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour tous les profils et tous les sujets.
Les courbes noires représentent la moyenne des notes des sujets pour chaque profil.

3.2 Effet de l'âge

Nous avons calculé la différence absolue moyenne de score entre les deux groupes d'âge pour toutes les conditions testées. Cette différence absolue est de 0.18, allant de 0.10 à 0.23 selon les conditions. Cela représente moins du quart du pas de mesure (i.e. 1), ce qui n'est pas cliniquement significatif. Cependant, cette différence est statistiquement significative (Test de Student apparié, $p<0.0001$). L'analyse de Bland-Altman (Figure 3.2 A) montre que la différence entre les deux groupes est maximale pour les bonnes qualités d'image (i.e. note entre 3 et 4). Ce phénomène est illustré par la figure 3.2 B qui montre la courbe de notes en fonction de la proximité avec la plus forte différence moyenne entre les deux groupes d'âge.

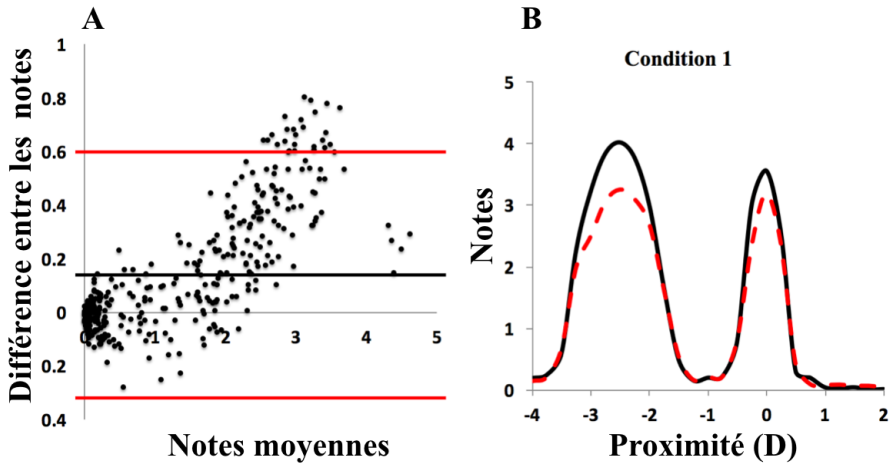


Figure 3.2 : Analyse de Bland-Altman.

A : Analyse de Bland-Altman, différence entre les notes en fonction des notes moyennes. La ligne noire représente la moyenne des différences, les lignes rouges correspondent à 2 écart-types. B : Notes en fonction de la proximité pour le profil (i.e. condition 1) présentant les plus fortes variations entre les 2 groupes d'âge. La courbe noire correspond au groupe le plus jeune, la courbe rouge au groupe le plus âgé.

3.3 Effet du décentrement

Pour déterminer l'influence moyenne du décentrement, nous avons calculé pour chaque sujet la différence absolue moyenne entre la condition centrée et décentrée sur toutes les proximités pour les deux profils optiques. Cette différence absolue moyenne est de 0.34 avec un écart-type de 0.08 pour le profil à 2 zones, et de 0.34 avec un écart-type de 0.10 pour le profil à 8 zones. Ces différences absolues sont inférieures à la moitié du pas de mesure (i.e. 1), ce qui montre qu'il n'y a pas de différence cliniquement significative entre les conditions centrée et décentrées.

3.4 Effet du diamètre pupillaire

La figure 3.3 illustre l'effet du diamètre pupillaire sur les deux profils optiques. Pour le profil à 2 zones, plus la pupille diminue, plus la qualité de vision de loin diminue et plus la qualité de vision de près augmente. Le diamètre pupillaire a moins d'impact sur la qualité de vision avec le profil à 8 zones, si ce n'est une légère amélioration de la vision de près avec le plus petit diamètre pupillaire (i.e. 3mm).

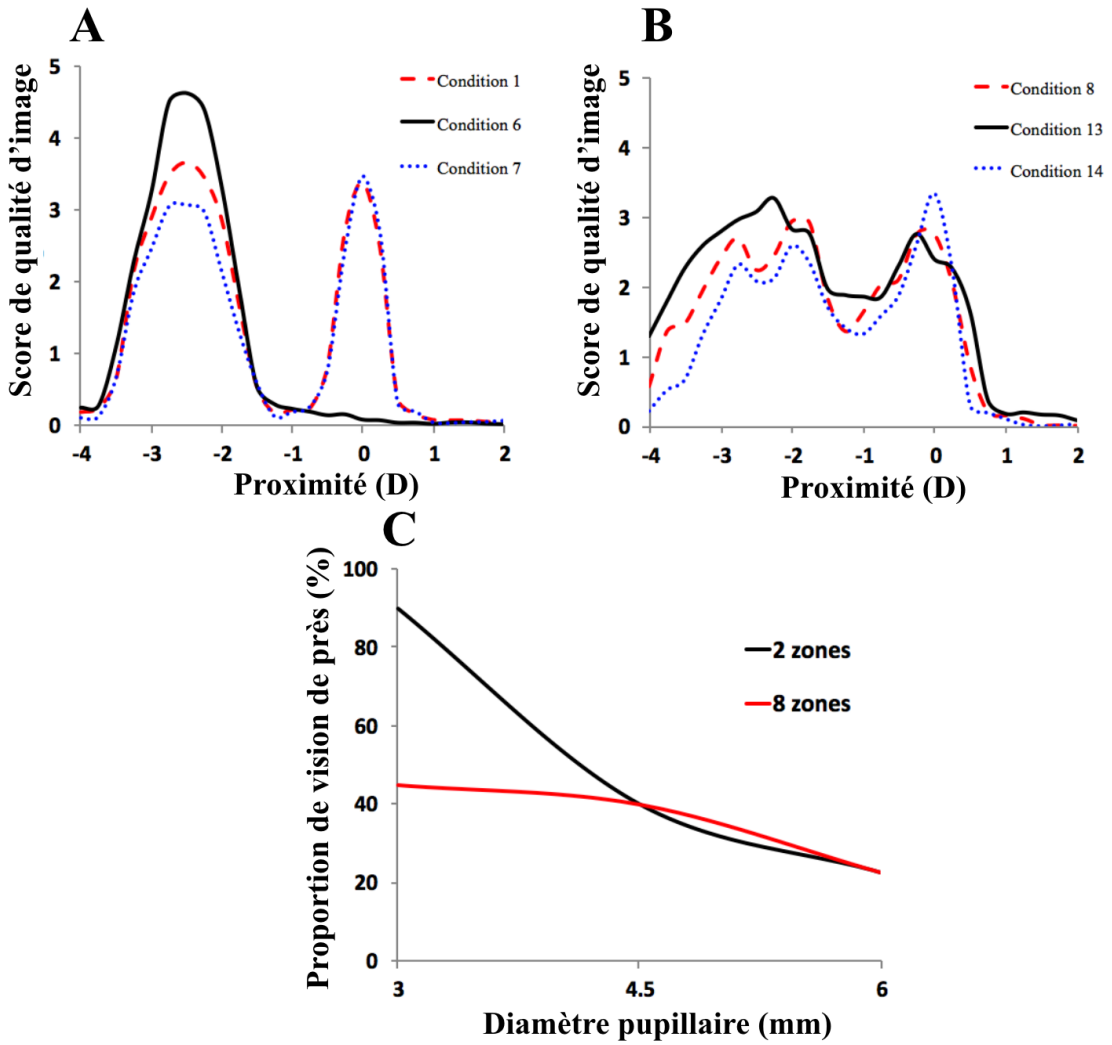


Figure 3.3 : Effet du diamètre pupillaire.
A : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour les 3 diamètres pupillaires testés sur un profil à 2 zones.
B : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour les 3 diamètres pupillaires testés sur un profil à 8 zones.
C : Proportion de vision de près en fonction du diamètre pupillaire testé pour les 2 profils.

3.5 Effet des aberrations

La figure 3.4 représente l'effet de l'ajout d'aberrations d'ordre supérieur aux optiques bifocales.
Pour le profil à 2 zones, les aberrations d'ordre supérieur induites ont décalé le pic de qualité de vision de près vers le loin d'environ 0.25D pour le niveau typique d'aberrations et de 0.50D pour le niveau plus élevé d'aberrations, ayant pour résultat une réduction de l'addition conférée par ces optiques.
Pour le profil optique à 8 zones, toute la courbe de notes en fonction de la proximité est décalée d'environ 0.25D (niveau d'aberrations typique) et de 0.50D (niveau élevé d'aberrations) vers des proximité plus éloignées (i.e. hyperopes).
Lorsqu'on combine un décentrement avec des aberrations d'ordre supérieur, l'effet principal observé sur la qualité visuelle est dû aux aberrations. L'effet du décentrement est négligeable par rapport à l'effet des aberrations.

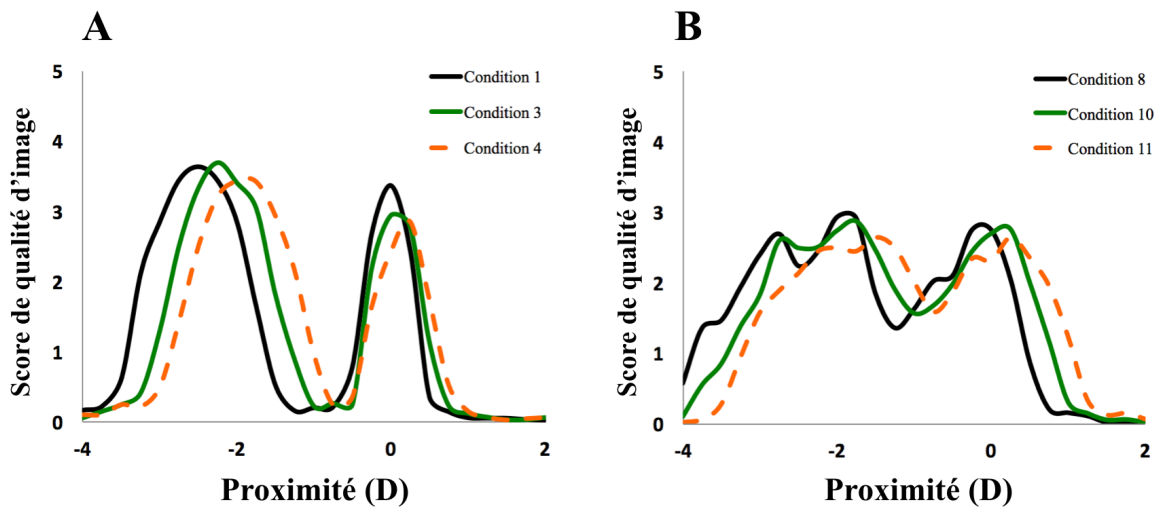


Figure 3.4 : Effet des aberrations.
A : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour les 3 conditions d'aberrations testées sur une optique à 2 zones. B : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour les 3 conditions d'aberrations testées sur une optique à 8 zones. Les courbes noires correspondent aux conditions sans aberrations, les courbes vertes au niveau typique et les courbes orange au niveau élevé d'aberrations.

IV Discussion

4.1 Répétabilité

Comme le montre l'écart-type intra-individuel, la répétabilité de la mesure des notes est bonne puisque cela reste en-deçà de la moitié du pas de mesure pour toutes les conditions. Cela confirme ce qui avait été trouvé précédemment avec la même méthode (Legras & Benard, 2013 ; Vandermeer et al., 2015 ; Rio & Legras, 2015 ; Legras & Rio, 2015).
Les scores de qualité d'image en fonction de la proximité pour les profils optiques à 2 et 8 zones dans des conditions optimales sur une pupille de 4.5mm possèdent des formes différentes. En effet, le profil optique à 2 zones présente une courbe bimodale typique avec un pic de qualité visuelle au près (i.e. proximité de -2.50D, soit 40cm) et un au loin (i.e. proximité de 0D, soit à l'infini), ce qui a déjà été largement observé (Bullimore & Jacobs, 1993 ; Bakaraju et al., 2010b ; chapitres 4 et 5). Le profil à 8 zones présente quant à lui 3 pics, un au loin, un au près et un en vision intermédiaire (i.e. -1.00D, soit à 1m), ce qui est probablement dû à la combinaison de la réfraction du profil et de la diffraction liée au nombre d'anneaux comme vu dans le chapitre précédent (i.e. chapitre 5).

4.2 Effet du design

On peut observer sur la figure 3.1 que les conditions 1, 8 et 15 (i.e. respectivement avec le profil optique à 2 zones, 8 zones et sans aucun profil optique bifocal) présentent des scores en fonction de la proximité différents. En effet, la condition 15 présente une très haute qualité visuelle (i.e. notes entre 4 et 5) sur une profondeur de champ très réduite (i.e. de -0.50D à +0.50D). La condition 1 présente 2 pics de bonne qualité d'image (i.e. notes entre 3 et 4) au loin (0D) et au près (-2.50D). La condition 8 a une qualité d'image acceptable (i.e. score supérieur ou égal à 2) au loin et au près, et atteint presque une qualité acceptable en vision intermédiaire.
Comme les conditions 1 et 8 ne présente pas des scores de qualité d'image aussi bons que la condition 15, les personnes portant des optiques bifocales ne profiteront jamais d'une qualité visuelle aussi bonne qu'avec plusieurs corrections unifocales dédiées aux différentes distances de tâches visuelles. Cet inconvénient est contrebalancé par l'absence de besoin de changement/ ajout de compensation lorsque le sujet change de proximité de vision (e.g. regarder une personne entrant dans la pièce alors que l'on est en train de lire).

4.3 Effet de l'âge

Même si elle s'avère faible et non significative cliniquement, la différence absolue moyenne de notes entre les deux groupes d'âge (i.e. 0.23) est statistiquement significative (test de Student apparié, $p<0.0001$). Les principales différences de notes entre les deux groupes d'âge semblent se produire à des proximités spécifiques (cf figure 3.2 B). Ces conditions correspondent à des images nettes mais faiblement contrastées qui ont été notées plus sévèrement par les sujets plus âgés. Cette différence de notation pourrait donc s'expliquer par une différence de sensibilité au contraste entre sujets jeunes et âgés. Ce phénomène (i.e. des images nettes et peu contrastées clivantes) a déjà été observé au chapitre 4. Or, il est bien connu que la sensibilité au contraste à 12cycles/degré (i.e. 0.4logMAR, taille de la cible utilisée dans notre étude) est plus faible pour les sujets âgés (Owsley et al., 1983 ; Ross et al., 1985).

4.4 Effet du décentrement

Comme suggéré par Bullimore et Jacobs (1993), un faible décentrement (aucune valeur n'a été donnée) n'a pas d'impact sur les notes quelle que soit la proximité. Nous avons confirmé cette hypothèse puisque la différence absolue entre les conditions avec et sans décentrement est de 0.34, ce qui est égal à la variation intra-individuelle (i.e. 0.33). Avec un profil optique à 2 zones, le décentrement de 0.78mm ne change pas la proportion d'aires corrigeant la vision de loin et de près en face de la pupille. C'est peut-être la raison pour laquelle nos résultats ne montrent pas d'amélioration de la qualité visuelle pour la distance de vision corrigée en périphérie d'optique comme Woods et al. (1993a et b), puisque le décentrement testé dans leurs études impliquait un changement de ratio d'aires de correction pour le loin et le près quand la lentille de contact avait un décentrement supérieur à 1mm.

Le profil optique à 8 zones présente des notes en fonction de la proximité similaires avec ou sans décentrement. Le grand nombre d'anneaux semble donner une meilleure résistance à cette optique face à un plus fort décentrement (e.g. plus d'1mm), puisque le ratio d'aires de correction de loin et de près (qui est critique pour l'évaluation subjective de la qualité d'image) serait plus constant que pour un profil avec seulement 2 zones.

En conclusion, un décentrement typique n'influence pas la satisfaction des porteurs d'optiques bifocales. Nous pouvons anticiper que des lentilles de contact multifocales devraient être plus dépendantes d'une bonne qualité de centrage, à cause de leur variation continue de puissance du centre vers la périphérie.

4.5 Effet du diamètre pupillaire

La figure 3.3 montre que le profil optique à 2 zones est bien plus influencé par le diamètre pupillaire que le profil à 8 zones. Ce résultat a déjà été observé récemment par Bradley et al. (2014).

En effet, le changement de diamètre pupillaire sur une optique à 2 zones modifie le ratio entre les aires dédiées à la correction de la vision de loin et de près. Avec une optique à vision de près centrale, réduire le diamètre pupillaire augmente la performance au près puisque la proportion de correction de près va augmenter. L'effet opposé se produit quand on augmente le diamètre pupillaire. Un diamètre pupillaire de 3mm donne un ratio entre les aires de correction pour le près et le loin de 90%. Cette condition donne une qualité de vision similaire à une lentille unifocale, comme observé au chapitre 4. Pour un diamètre pupillaire de 6mm, ce ratio tombe à 22%, et donne des résultats similaires à ceux obtenus pour une taille pupillaire de 4.5mm (i.e. ratio de 40%). Cela est cohérent avec les résultats obtenus pour une optique à 2 zones dans le chapitre 4, où les courbes de notes en fonction de la proximité pour les ratios de 20 et 40% sont assez comparables (cf figure 3.1 du chapitre 4).

Avec un profil optique à 8 zones, le diamètre pupillaire n'a pas beaucoup affecté la qualité d'image obtenue en fonction de la proximité (i.e. l'optique est dite « indépendante à la pupille »). Augmenter le nombre de zones concentriques sur une optique bifocale renforce sa résistance aux changements de diamètre pupillaire. Le ratio entre les aires de correction de près et de loin est de 45% pour une pupille de 3mm, 40% pour une pupille de 4.5mm et 22.5% pour une pupille de 6mm. La diminution du ratio avec l'augmentation du diamètre pupillaire implique une augmentation de la qualité de vision de loin au prix d'une moins bonne vision de près.

4.6 Effet des aberrations

Les 2 designs ont donné des courbes de notes en fonction de la proximité différentes selon la quantité d'aberrations d'ordre supérieur (incluant de l'aberration sphérique) ajoutée. Si on considère un profil optique à vision de près centrale qui pourrait être « assimilé » à une aberration sphérique négative, il n'est pas surprenant d'observer que l'ajout d'aberration sphérique positive (i.e. aberration sphérique typique d'un œil) réduit la quantité totale d'aberration sphérique et donc l'addition de l'optique bifocale. C'est pourquoi nous observons une réduction de l'addition (i.e. décalage de la proximité du pic de vision de près) lors de l'ajout d'aberrations d'ordre supérieur.

L'effet des aberrations d'ordre supérieur sur le profil optique à 8 zones est différent. L'ensemble de la courbe de notes en fonction de la proximité est décalé vers des proximités plus éloignées (i.e. plus hyperopes) lors de l'ajout d'aberration sphérique positive. Ce décalage hyperopique est comparable au décalage déjà observé lors de l'ajout d'aberration sphérique à un œil dont les aberrations avaient été dynamiquement corrigées (Benard et al., 2010). Nos niveaux typique et élevé d'aberrations d'ordre supérieur incluent respectivement 0.14 et 0.24 µm d'aberration

sphérique primaire, impliquant respectivement un décalage d'environ 0.28D et 0.49D selon les données de Benard et al. (2010), proche des décalages mesurés sur nos courbes (i.e. 0.25D et 0.50D).

De plus, il a été montré qu'une adaptation aux aberrations existe (Artal et al., 2004 ; Radhakrishnan et al., 2014). Cependant, Chen et al. (2007) ont montré que cette adaptation se fait seulement sur une fraction (i.e. 12%) des aberrations totales. Par conséquent, l'adaptation semble jouer un rôle moins important sur la qualité d'image que les aberrations.

Nos résultats montrent que pour les 2 designs l'effet des aberrations d'ordre supérieur sur la qualité visuelle est principalement dirigée par l'aberration sphérique. L'influence de l'aberration sphérique sur la performance en lentilles de contact a déjà été observée par Plainis et al. (2013b), qui ont suggéré que le niveau d'aberration sphérique affecte les performance en lentilles de contact.

V Conclusion

Lors de l'adaptation d'optiques bifocales, les aberrations des patients, ainsi que leur diamètre pupillaire sont des facteurs critiques influençant le succès de l'adaptation, devant le centrage et l'âge. Cependant, ces conclusions sont basées sur des critères optiques seulement, un bon centrage reste très important pour une bonne tolérance physiologique du port de lentille de contact. De larges variations interindividuelles sont encore non prédictibles, comme observées dans les études précédentes. Trouver un facteur prédictif de ces variations serait d'un grand intérêt pour les cliniciens et praticiens.

- L'âge des sujets n'a pas d'impact cliniquement significatif sur la notation des images simulées.
- Un décentrement typique n'impacte pas la qualité visuelle, puisque les ratios d'aires des zones de près et de loin ne changent pas.
- L'influence des aberrations oculaires d'un sujet est principalement due à l'aberration sphérique. Cela engendre une diminution de l'addition sur un profil à 2 zones, et un décalage de sphère sur un profil à 8 zones.
- Le diamètre pupillaire influence la qualité visuelle du profil à 2 zones, mais pas du profil à 8 zones.

Chapitre 7 : Comparaison de la qualité visuelle d'optiques bifocales optimisées avec quatre lentilles du marché

Cette étude a fait l'objet :
-D'un poster avec « proceedings » dans un congrès international : Rio D, Woog K, Legras R. Simulation of commercial versus theoretically optimized contact lenses. ARVO E-abstract 6250, 2016.
-D'une publication soumise dans un journal international à comité de lecture : Legras R, Woog K, Rio D. Simulation of commercial versus theoretically optimized contact lenses. Ophthalmic and Physiological Optics.

I Introduction

Nous avons vu précédemment que les optiques bifocales optimisées permettent d'obtenir une qualité de vision acceptable au loin comme au près. Après avoir validé ces optiques dans des conditions réalistes de décentrement, d'aberrations du porteur et de variations de diamètre pupillaire, il reste à comparer nos designs optimisés avec ce qui existe déjà dans le commerce, et également avec des optiques multifocales (i.e. combinaisons d'aberrations sphériques primaire et secondaire) préalablement optimisées dans la littérature (Benard et al., 2011).

II Méthode

2.1 Sujets

Nous avons inclus dans cette étude 20 sujets, âgés de 20 à 30 ans. Tous leurs milieux oculaires étaient clairs et une acuité minimale de 10/10 était nécessaire pour être inclus. Un consentement éclairé a été obtenu pour tous les sujets par écrit après que les possibles conséquences de l'étude leur aient été présentés. L'étude a suivi les termes de la déclaration d'Helsinki. L'expérience durait 2 heures avec 4 pauses pour que les sujets puissent se reposer.

2.2 Profils optiques étudiés

Pour effectuer cette comparaison, nous avons utilisé la même méthode de simulation et de gradation des images simulées (cf chapitres 2 et 3).

Les profils optiques optimisés sélectionnés sont les profils bifocaux à 5 et 8 zones pour leur performance au loin, au près et en vision intermédiaire. Nous avons aussi conservé le profil à 2 zones (avec un ratio d'aire de correction de près de 40%), puisqu'il s'agit de l'optique bifocale la plus largement utilisée.

Les profils des lentilles commerciales testées ont été choisis dans la littérature (Plainis et al., 2013a). Les lentilles ainsi sélectionnées sont donc les Biofinity Multifocal®, les Air Optix Aqua Multifocal®, les Purevision Multifocal® et les Oasys for presbyopia®. Toutes ces lentilles commerciales sont destinées à corriger la presbytie. Cependant, comme on peut le voir sur la figure 2.1, toutes ne sont pas bifocales, certaines sont progressives (i.e. leur profil optique ne présente pas de rupture de puissance).

Nous avons également ajouté dans les profils à tester une combinaison d'aberrations sphériques primaires et secondaires (i.e. +0.3µm d'aberration sphérique primaire et -0.3µm d'aberration sphérique secondaire) optimisée pour augmenter au maximum la profondeur de champ (Benard et al., 2011), ainsi qu'une combinaison entre ces aberrations sphériques et nos profils à 5 et 8 zones (avec respectivement +0.15 et +0.075µm d'aberrations sphériques primaires et secondaires pour le profil à 5 zones, et +0.10 et +0.10µm pour le profil à 8 zones). Le niveau d'addition de ces combinaisons d'optiques bifocale et d'aberrations sphériques a été fixé à 1.75D.

Les dix profils ainsi obtenus sont représentés dans la figure ci-après.

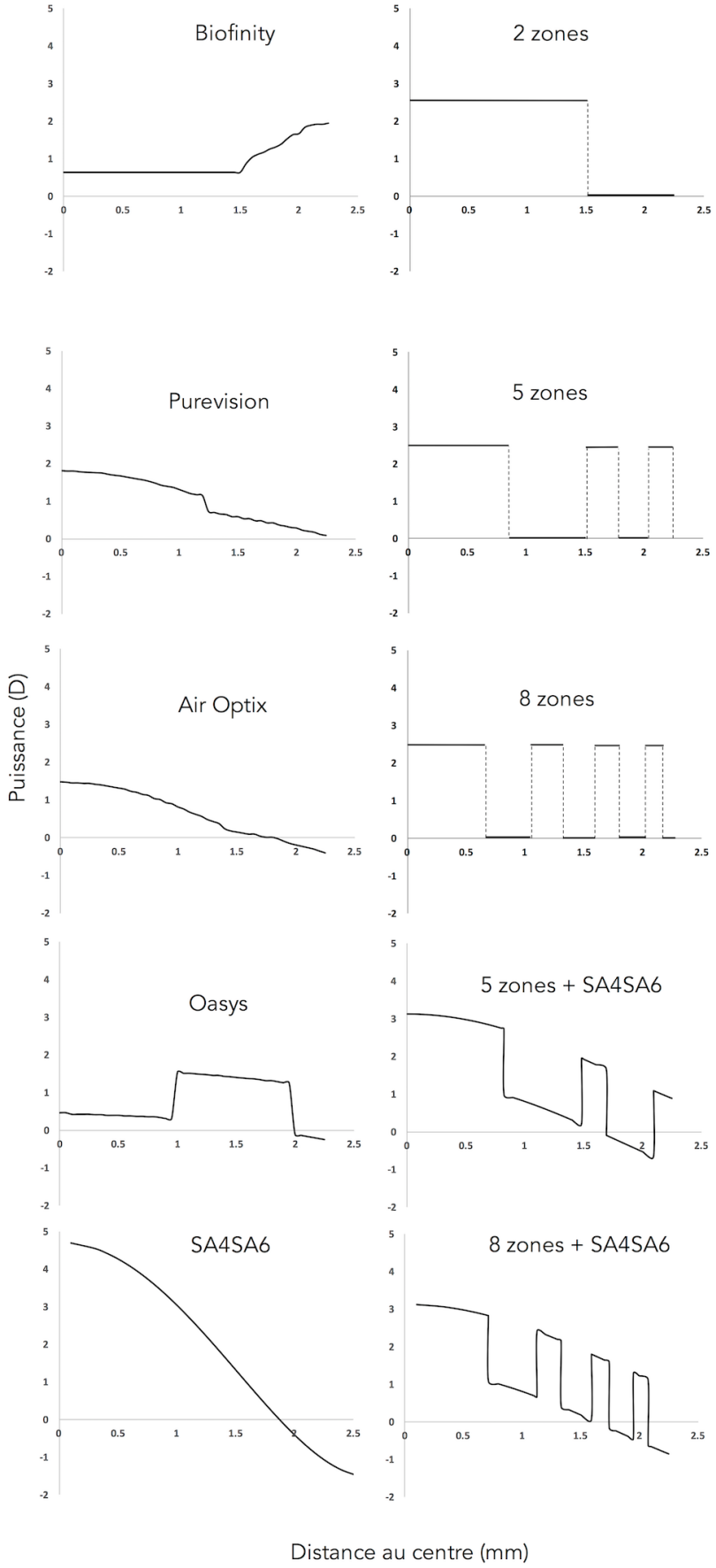


Figure 2.1 : Puissance en fonction de la distance au centre. Profils optiques testés dans cette étude.

III Résultats

La figure 3.1 représente la qualité d'image en fonction de la proximité obtenue pour chaque profil optique pour tous les sujets. Les courbes en pointillés représentent la qualité d'image obtenue par un oeil presbyte emmétrope sans optique correctrice.

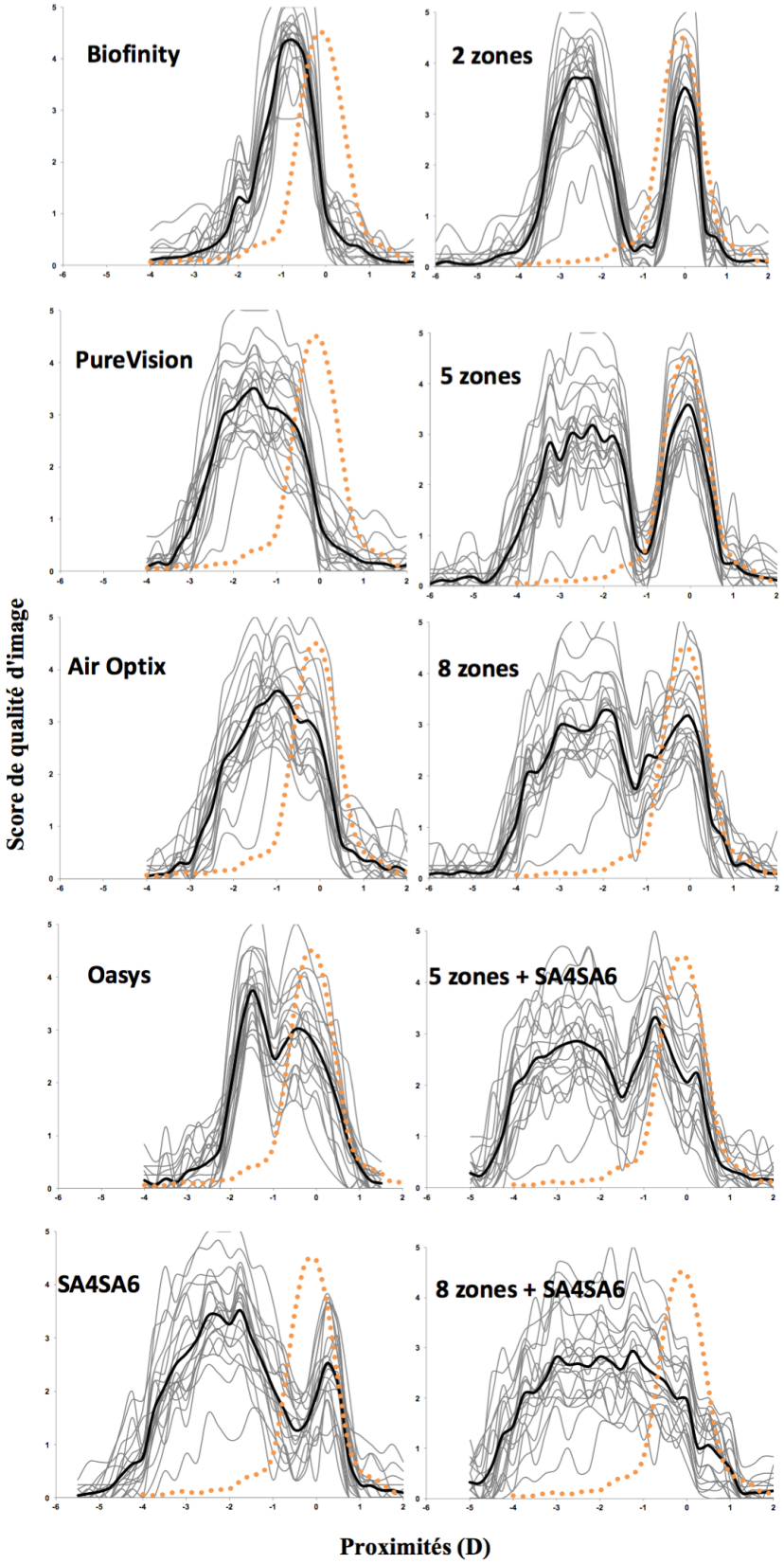


Figure 3.1 : Score de qualité d'image en fonction de la proximité pour l'ensemble des profils testés.

La figure 3.2 représente le bénéfice moyen en fonction de la profondeur de champ pour chaque profil optique. Le bénéfice correspond à la définition relatée dans le chapitre 3.

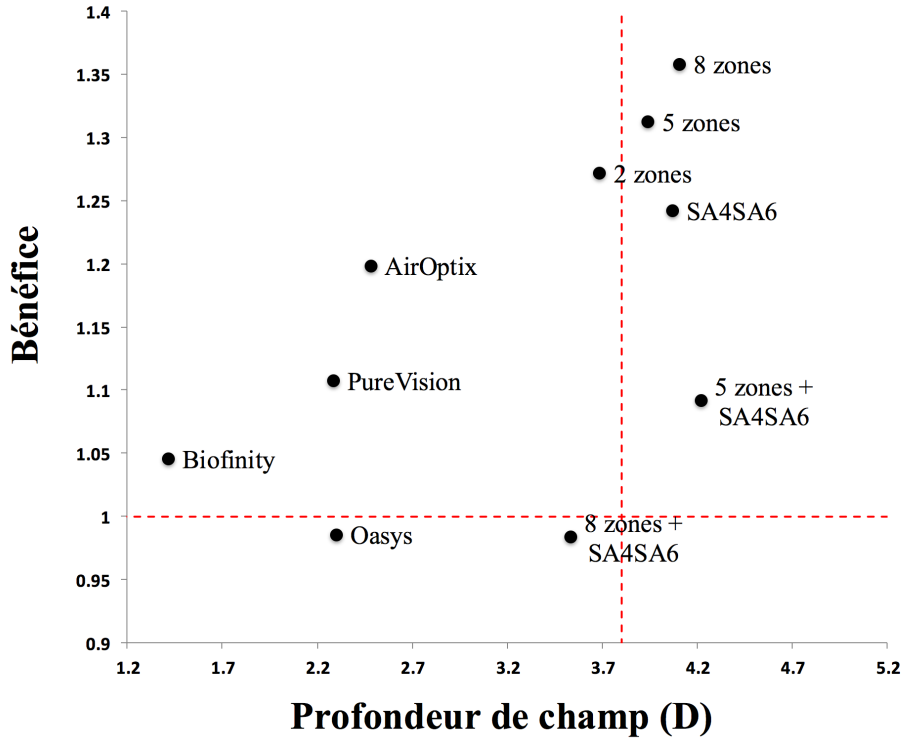


Figure 3.2 : Bénéfice en fonction de la profondeur de champ, en moyenne, pour l'ensemble des profils testés.
Les pointillés rouges correspondent à un bénéfice minimum de 1 et une profondeur de champ de 3.7 (i.e. 1.2D de profondeur de champ de l'oeil nu + 2.5D d'addition).

La figure 3.3 représente le bénéfice pour tous les sujets classés par profil, de celui provoquant le plus de variations inter-individuelles à celui en entrainant le moins.

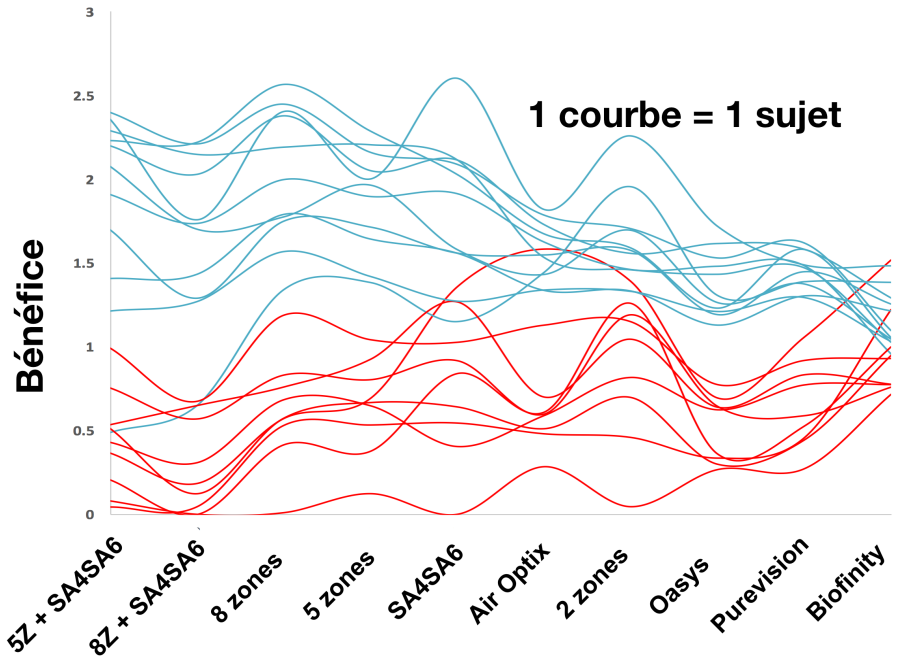


Figure 3.3 : Bénéfice en fonction du profil testé pour chaque sujet.
Les sujets en bleu peuvent être satisfaits par un ou plusieurs profils, les sujets en rouge auront du mal à tolérer la qualité de vision donnée par les profils optiques testés.

IV Discussion

Parmi les lentilles commerciales testées, 3 sur 4 montrent une qualité d'image en fonction de la proximité monomodale (i.e. avec un seul pic de qualité).
La Biofinity Multifocal donne une qualité d'image proche de l'oeil nu, avec seulement un décalage du pic. Ce décalage du pic de vision de loin s'explique par le profil de la lentille : en effet, on observe sur la figure 2.1 que la puissance principale du profil (i.e. 0.80D) correspond exactement au décalage du pic. On retrouve donc là le résultat du chapitre 4, indiquant que plus l'aire dédiée à une puissance est importante, plus la qualité de vision à la proximité correspondante sera bonne. De plus, dans ce même chapitre 4, on a pu observer que la partie centrale de l'optique est plus importante que sa partie périphérique. La faible variation de puissance est en périphérie et par conséquent n'impacte pas positivement la profondeur de champ. La faible profondeur de champ de cette lentille pourrait s'expliquer par les designs opposés commercialisés sur cette lentille (i.e. lentille « distance » et « near »). En combinant un profil à vision de loin centrale et un profil à vision de près centrale, 2 pics de qualité d'image pourraient apparaître, donnant une vision similaire à un système de monovision (i.e. une lentille destinée au loin et une autre au près).

Les lentilles Purevision et Air Optix donnent des qualités d'image assez similaires, i.e. avec un pic de bonne qualité de vision et une profondeur de champ étendue par rapport à l'oeil nu (i.e. profondeur de champ prise à un score de 2 sur 5). Ces 2 lentilles représentent un compromis : une profondeur de champ étendue au prix d'une vision de loin légèrement dégradée. Cela correspond à leur profil optique, qui n'est autre qu'une aberration sphérique primaire (i.e. les profils de ces 2 lentilles correspondent à une aberration sphérique d'environ 0.20µm sur une pupille de 4.5mm). Le léger saut de puissance observé sur le profil de la Purevision (bifocalité de 0.50D) ne change rien puisque le profil reste très proche de l'aberration sphérique. Il est donc logique de retrouver une qualité d'image qui correspond à celle donnée par l'aberration sphérique (i.e. augmentation de la profondeur de champ au prix d'une baisse de la vision de loin).

La lentille Oasys, tout comme la combinaison d'aberrations sphériques et le profil bifocal à 2 zones, présente une courbe de qualité d'image bimodale (i.e. avec 2 pics de qualité). La lentille Oasys présente un pic de bonne qualité en vision intermédiaire, et un pic de vision acceptable au loin, ce qui semble un peu juste pour satisfaire pleinement les sujets. Ce dédoublement du pic de qualité de vision est du à la rupture de puissance observée sur le profil optique de la lentille sur la figure 2.1 (cette lentille étant principalement une lentille bifocale). Cette rupture de 1 D entraine logiquement un décalage entre les pics de 1D. Une rupture plus importante aurait décalé le pic observé en vision intermédiaire vers la vision de près. Cependant, la lentille testée est celle présentant l'addition maximale, qui est donc insuffisante. La vision de loin a été privilégiée dans ce design par rapport à la vision de près.

La combinaison d'aberrations sphériques montre une qualité visuelle mitigée avec un pic de qualité de vision de loin plutôt insatisfaisant. Le profil bifocal à 2 zones, au contraire, présente deux pics de bonne qualité au loin et au près.

Parmi les profils bifocaux à zones multiples, l'optique à 5 zones montre une vision de loin acceptable, ainsi qu'un pic de vision acceptable au niveau de toutes les proximités rapprochées. Seules la vision intermédiaire présente de faibles scores. Concernant l'optique à 8 zones, la vision de loin est un peu réduite par rapport à celle à 5 zones, mais la vision intermédiaire reste acceptable. Pour choisir entre 5 et 8 zones, le praticien devra donc déterminer les besoins (ou non) de qualité visuelle en vision intermédiaire, de la même façon que ce qui avait été trouvé dans le chapitre 5. La question des capacités d'usinage de telles lentilles est aussi à poser, puisque des profils présentant des ruptures de continuité sont complexes à produire. De plus, chaque zone de transition entre deux anneaux génère une perte de contraste pour l'image finale (Charman & Saunders, 1990).
L'ajout de la combinaison d'aberrations sphériques aux optiques bifocales n'a pas permis d'améliorer la qualité de vision en fonction de la proximité. En effet, cet ajout a eu pour principal effet de drastiquement diminuer la qualité de vision de loin à des niveaux inacceptables, même si la vision intermédiaire a été améliorée pour le profil à 8 zones. Combiner des aberrations sphériques avec une optique bifocale pourrait être une bonne idée, mais cela nécessiterait une optimisation conjointe de ces paramètres.

Comme on peut l'observer sur la figure 3.2, les profils optiques peuvent être triés en fonction de leur bénéfice et de leur profondeur de champ. Une telle analyse graphique a déjà été réalisée pour optimiser le nombre de zones d'une optique bifocale (de Gracia et al., 2013). Ce qui est intéressant dans cette approche est qu'elle nous permet de différencier si un bénéfice donné par une lentille est dû à sa profondeur de champ ou à un niveau de qualité visuelle particulièrement élevé. Les lentilles commerciales présentent la plus faible profondeur de champ; leurs profondeurs de champ sont comparables, exception faite de la Biofinity Multifocal, qui est basée sur un système de compensation différent (i.e. monovision modifiée).

Globalement, les optiques bifocales donnent les meilleurs compromis entre bénéfice et profondeur de champ. Les profils avec 5 et 8 zones sont les meilleurs, mais le bénéfice qu'ils fournissent chute lors de l'ajout de combinaisons d'aberrations sphériques. Cela est dû à la chute de qualité en vision de loin observée sur la figure 3.1. Il semble que la combinaison d'aberrations sphériques et d'un profil bifocal ne fournit pas un résultat optimal. La combinaison d'aberrations sphériques seule fournit un bon bénéfice et une bonne profondeur de champ, mais le résultat obtenu reste inférieur à celui des profils bifocaux seuls. Cela est encore une fois dû à la chute de qualité au loin attribuable aux aberrations sphériques, qui est très important pour ce profil. Des optiques multifocales basées sur une combinaison d'aberrations sphériques pourraient donner

d'excellents résultats en vision intermédiaire et au près, malgré une qualité de vision de loin diminuée.

Il pourrait donc être intéressant pour les cliniciens de disposer des profils optiques des lentilles du marché (Montés-Mico et al., 2014), ou d'un appareil leur permettant de mesurer ces profils optiques. En effet, ils pourraient alors anticiper les résultats visuels pour leurs patients, ce qui permettrait d'économiser du temps lors de l'adaptation (i.e. moins de lentilles d'essai différentes à tester avant de trouver celle qui convient le mieux).

Comme on peut le constater sur la figure 3.3, les variations inter-individuelles des bénéfices fournis par les différents profils sont très importantes. Ainsi, même pour le profil qui présente le moins de variations (i.e. Biofinity), le bénéfice fourni par l'optique varie du simple au double selon le sujet. Ces importantes variations inter-individuelles déjà observées dans les chapitres précédents sont le reflet des différences d'adaptation à la correction de la presbytie entre les individus rapportées par les cliniciens (Morgan et al., 2011). Deux paramètres principaux influencent ces différences. Tout d'abord, la tolérance au flou présente de fortes variations inter-individuelles. Les différences inter-individuelles se concentrant sur des images nettes mais faiblement contrastées, un lien avec une différence de sensibilité au contraste entre les sujets reste à vérifier. Il pourrait donc être intéressant d'essayer de développer un outil de personnalisation des adaptations, en se basant sur un échantillon de notes d'images floues données par le sujet au début de l'adaptation.

- Nos profils optimisés donne une meilleure qualité visuelle que les profils commerciaux.
- La qualité visuelle fournie par une optique est étroitement liée à son profil optique.
- De fortes variations inter-individuelles persistent. Certains sujets sont satisfaits par toutes les optiques, quand d'autres ne sont satisfaits par aucunes.
- Développer un test pour sélectionner les bons candidats à l'adaptation de tels profils serait intéressant.

Conclusions et perspectives

Le nombre de presbytes ne cessant d'augmenter, l'amélioration des optiques destinées à corriger ce défaut visuel reste un sujet d'une grande importance. Dans le cadre de cette thèse, nous avons donc optimisé les optiques bifocales destinées à corriger la presbytie.

Pour cela, les meilleurs ratios d'aires destinées à la correction de loin et de près, ainsi que les meilleurs nombres de zones concentriques ont été choisis. Nous avons ensuite vérifié la résistance de ces optiques dans des conditions réalistes de décentrements, diamètre pupillaires et aberrations pour deux groupes d'âge. Enfin, nous avons vérifié que ces optiques optimisées donnaient une meilleure qualité visuelle que celles disponibles sur le marché.

Les profils d'optiques bifocales optimisés dans nos deux premières études, semblent conserver une qualité d'image satisfaisante dans des conditions réelles, tout en étant plus efficaces que des lentilles commerciales déjà disponibles sur le marché. Il serait intéressant de prototyper ces lentilles afin d'effectuer des tests au porté. En effet, les profils optimisés ont de bonnes chances de surpasser les performances des lentilles actuelles, et peuvent apporter un bénéfice clinique important aux porteurs.
Les résultats optiques obtenus dans cette thèse pourraient aussi être transposés dans le domaine des implants intraoculaires, mais également dans celui de la chirurgie réfractive. La capacité de cette méthode de simulation et d'évaluation des profils permet donc un impact encore plus large dans le développement de corrections de la vision.
Nous avons uniquement testé des optiques à symétrie de révolution dans nos différentes études, cependant, des études récentes se sont penchées sur l'utilisation d'optiques avec une variation angulaire. Il pourrait être intéressant de tester ce principe et de le comparer aux optiques à symétrie de révolution. Un design à variation angulaire présente en effet des avantages comme des inconvénients par rapport à un design concentrique : l'indépendance à la taille pupillaire est garantie, au prix d'un risque d'induire des aberrations différentes (i.e. type coma, trefoil…) qui pourraient être mal acceptées subjectivement. La comparaison de ces deux types d'optiques, ou plutôt l'identification des cas dans lesquels utiliser l'une ou l'autre de ces possibilités (i.e. optiques concentriques ou angulaires) pourrait constituer une prochaine étape.
Les différents profils optimisés permettent de répondre à des besoins visuels variés. Il est donc nécessaire pour les cliniciens de bien les définir afin de choisir le profil optique le plus adapté. L'impact fondamental du diamètre pupillaire doit aussi être considéré, sa mesure est également indispensable. Le niveau de tolérance au flou du sujet devra être pris en compte, de façon à orienter les patients vers des systèmes à forte (i.e. pour les plus tolérants) ou à faible profondeur de champ (i.e. pour les moins tolérants). Il s'agit donc pour les cliniciens de prendre un panel complet de mesures afin de déterminer la correction personnalisée la plus efficiente en tenant compte de leurs spécificités biométriques et appréciations subjectives.

L'ensemble des résultats présentés et discutés dans cette thèse décrivent et analysent la qualité visuelle de différents profils optiques en condition monoculaire. Il est important pour les praticiens de savoir aussi combiner différents profils sur un même sujet, ce qui permettrait d'aboutir à un compromis visuel global pour toutes les distances (i.e. monovision modifiée).
Enfin, les variations inter-individuelles très importantes observées dans cette thèse restent encore inexpliquées. Un test pourrait être développé, il pourrait consister en une présentation d'images plus ou moins dégradées. Le résultat du sujet pourrait alors être comparé à une population de référence, de façon à déterminer si le sujet est un bon candidat ou non pour de telles optiques.

Références

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

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

Applegate RA, Sarver EJ, Khemsara V. Are all aberrations equal ? J Refract Surg 2002;18:S556-62.

Applegate RA, Marsack JD, Ramos R,Sarver EJ. Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. J Cataract Refract Surg 2003a; 29:1487-95.

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 2003b;80:97-105.

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

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

Artal P, Chen L, Fernandez EJ, Singer B, Manzanera S, Williams DR. Neural compensation for the eye's optical aberrations. J Vis 2004;4:281-7.

Atchison DA, Charman WN, Woods R. Subjective Depth-of-Focus of the Eye. Optom Vis Sci 1997;74(7):511-20.

Atchison DA, Joblin A, Smith G. Influence of Stiles-Crawford effect apodization on spatial visual performance. J Opt Soc Am A 1998;15:2545-51.

Atchison DA, Smith G. Optics of the Human Eye. Oxford, Butterworth-Heinemann 2000.

Atchison DA, Fisher SW, Pedersen CA, Ridall PG. Noticeable, troublesome and objectionable limits of blur. Vision Res 2005;45:1967-74.

Atchison DA. Optical models for human myopic eyes. Vision Res 2006;46(14): 2236-50.

Atchison DA, Markwell EL, Kasthurirangan S, Pope JM, Smith G, Swann PG. Age-related changes in optical and biometric characteristics of emmetropic eyes. Journal of Vision 2008;8(4):1-20.

Atchison DA, Guo H, Fisher SW. Limits of spherical blur determined with an adaptive optics mirror. Ophthalmic Physiol Opt 2009;29:300-11.

Augusteyn RC. On the growth and internal structure of the human lens. Exp Eye Res 2010; 90(6): 643-54. doi:10.1016/j.exer.2010.01.013.

Bakaraju RC, Ehrmann K, Papas E, Ho A. Finite schematic eye models and their accuracy to in-vivo data. Vis Res 2008;48:1681-94.

Bakaraju RC, Ehrmann K, Falk D, Ho A, Papas E. Physical human model eye and methods of its use to analyse optical performance of soft contact lenses. Opt Express 2010a;18:16868-82.

Bakaraju RC, Ehrmann K, Ho A, Papas E. Inherent ocular spherical aberration and multifocal contact lens optical performance. Optom Vis Sci 2010b;87:1009-22.

Bakaraju RC, Ehrmann K, Falk D, Ho A, Papas E. Optical performance of multifocal soft contact lenses via a single-pass method. Optom Vis Sci 2012;89:1107-18.

Barbero S, Marcos S, Merayo-lloves J, Moreno-barriuso E. Validation of the estimation of corneal aberrations from videokeratography in keratoconus. J Refract Surg 2002; 18:263-70.

Barten PGJ. Contrast sensitivity of the human eye and its effects on image quality. SPIE press, 1999.

Baude D, Miège C. Presbyopia compensation with contact lenses - a new aspherical progressive lens. J Br Contact Lens Assoc 1992;15:7-15.

Beckman C, Nilsson O, Paulsson LE. Intraocular light scattering in vision, artistic painting, and photography. Appl Opt 1994;33:4749-53.

Benard Y, Rouger H, Legras R. Tolerance to blur determined with an adaptive optics mirror and image quality metrics. ARVO E-Abstract 2009;:#1116.

Benard Y, Lopez-Gil N, Legras R. Subjective depth of field in presence of 4th-order and 6th-order Zernike spherical aberration using adaptive optics technology. J Cataract Refract Surg 2010;36:2129-38.

Benard Y, Lopez-Gil N, Legras R. Optimizing the subjective depth-of-focus with combinations of fourth- and sixth-order spherical aberration. Vis Res 2011;51:2471-7.

Benjamin WJ, Borish IM. Presbyopia and the influence of aging on prescription of contact lenses. Contact Lens Practice 1994;:800-2.

Benjamin WJ, Borish IM. Presbyopic correction with contact lenses. Borish's Clinical Refraction 1998;1022-50.

Bennett ES. Contact lens correction of presbyopia. Clin Exp Optom 2008;91:265-78.

Bier, N. Prescribing for presbyopia with contact lenses. Am J Optom Arch Am Acad Optom 1967;44(11):687-710.

Bito LZ, Miranda OC. Accommodation and presbyopia. In: Reinecke RD, ed. Ophthalmology Annual 1989. New York: Raven Press 1989:102-28.

Blank K, Enoch JM. Monocular spatial distortions induced by marked accommodation. Science 1973;182:393-5.

Borish IM. Pupil dependency of bifocal contact lenses. Am J Optom Physiol Opt 1988;65:417-23.

Boynton RM, Clarke FJJ. Sources of entoptic scatter in the human eye. J Opt Soc Am 1964;54:110-9.

Bradley A, Abdul Rahman H, Soni PS, Zhang X. Effects of target distance and pupil size on letter contrast sensitivity with simultaneous vision bifocal contact lenses. Optom Vis Sci 1993;70:476-81.

Bradley A, Nam J, Xu R, Harman L, Thibos L. Impact of contact lens zone geometry and ocular optics on bifocal retinal image quality. Ophthalmic Physiol Opt 2014;34:331-45.

Brown NP. The change in shape and internal form of the lens of the eye in accommodation. Exp Eye Res. 1973;15:441-59.

Brown NP. The change in lens curvature with age. Exp Eye Res 1974;19:174-83.

Brown B, Lovie-Kitchin JE. High and low contrast acuity and clinical contrast sensitivity tested in a normal population. Optima Vis Sci 1989;66(7):467-73.

Brunette I, Bueno JM, Parent M, Hamam H, Simonet P. Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. Invest Ophthalmol Vis Sci 2003;44:5438- 46.

Buckhurst PJ, Naroo SA, Shah S. Advanced intraocular lens designs. European Ophthalmic Review 2010;4:82-6.

Bullimore MA, Bailey IL, Wacker RT. Face recognition in age-related maculopathy. Invest Ophthalmol Vis Sci 1991;32(7):2020-9.

Bullimore MA, Jacobs RJ. Subjective and objective assessment of soft bifocal contact lens performance. Optom Vis Sci 1993;70:469-75.

Burton GJ. Evidence for non-linear response processes in the human visual system from measurements on the thresholds of spatial beat frequencies. Vision Res 1972;13:1211-25.

Burton GJ, Haig ND. Effects of the Seidel aberrations on visual target discrimination. J Opt Soc Am (A) 1984;1:373-85.

Calver RI, Cox MJ, Elliott DB. Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye. J Opt Soc Am A 1999;16:2069-78.

Campbell FW. The depth of field of the human eye. Optica Acta. 1957;4:157-64.

Campbell FW, Green DG. Optical and retinal factors affecting visual resolution. J Physiol 1965;181:576-93.

Castejon-Mochon JF, Lopez-Gil N, Benito A, Artal P. Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. Vision Res 2002;42:1611-7.

Castignoles F, Fleury M, Lepine T. Comparison of the efficiency, MTF and chromatic properties of four diffractive bifocal intraocular lens designs. Opt Express 2010;18(5):5245-56.

Charman WN, Walsh G. Retinal image quality with different designs of bifocal contact lens. Trans Br Contact Lens Assoc Annual Clin Conf 1986:13-9.

Charman WN, Saunders B. Theoretical and practical factors influencing the optical performance of contact lenses for the presbyope. J Br Contact Lens Assoc 1990;13:67-75.

Charman WN. Wavefront aberration of the eye: a review. Optom Vis Sci 1991;68:574-83.

Charman WN, Murray IJ, Nacer M, O'Donoghue EP. Theoretical and practical performance of a concentric bifocal intraocular implant lens. Vision Res 1998;38:2841-53.

Charman WN. Aberrations and myopia. Ophthalmic Physiol Opt 2005;25(4):285-301.

Charman WN. The eye in focus: accommodation and presbyopia. Clin Exp Optom 2008;91(3): 207-25.

Charman WN. Developments in the correction of presbyopia I: spectacle and contact lenses. Ophthalmic Physiol Opt 2014;34:8-29. doi: 10.1111/opo.12091

Chateau N, De Brabander J, Bouchard F, Molenaar H. Infrared pupillometry in presbyopes fitted with soft contact lenses. Optom Vis Sci 1996;73:733-41.

Chateau N, Baude D. Simulated in situ optical performance of bifocal contact lenses. Optom Vis Sci 1997;74:532-9.

Chen L, Artal P, Gutierrez D, Williams DR. Neural compensation for the best aberration correction. J Vis 2007;7(10):1-9. http://www. journalofvision.org/content/7/10/9, doi: 10.1167/7.10.9.

Cheng X, Bradley A, Hong X, Thibos LN. Relationship between refractive error and monochromatic aberrations of the eye. Optom Vis Sci 2003;80(1):43-9.

Ciuffreda KJ, Wang B, Wong D. Central and near peripheral retinal contributions to the depth-of-focus using naturalistic stimulation. Vision Res 2005;45:2650-8.

Ciuffreda KJ, Selenow A, Wang B, Vasudevan B, Zikos G, Ali SR. "Bothersome blur": A functional unit of blur perception. Vision Res 2006;46:895-901.

Cook CA, Koretz JF, Pfahnl A, Hyun J, Kaufman PL. Aging of the human crystalline lens and anterior segment. Vision Res 1994;34(22):2945-54.

Cox I, Apollonio A, Erickson P. The effect of add power on simultaneous vision, monocentric, bifocal, soft lens visual performance. ICLC 1993;20:18-22.

Cumming JS, Colvard DM, Dell SJ. Clinical evaluation of the Crystalens AT-45 accommodating intraocular lens: results of the U.S. Food and Drug Administration clinical trial. J Cataract Refract Surg 2006;32:812-25.

Davson H. Physiology of the eye. 5th edition. London: Macmillan. 1990;767-82.

De Carle JT. Bifocal and multifocal contact lenses, in Contact Lenses, 3rd ed. Phillips, A.J. and Stone, J. (Eds). 1989;:595-624.

De Gracia P, Dorronsoro C, Marcos S. Multiple zone multifocal phase designs. Opt Lett 2013;38:3526-9.

Duane A. Studies in monocular and binocular accommodation with their clinical applications. Am J Ophthalmol 1922; Ser3.5:865-77.

Duane A. Are the current theories of accommodation correct? Am J Ophthalmol 1925;8:196-202.

Dubbelman M, Sicam VADP, Van Der Heijde RGL. The contribution of the posterior surface to the coma aberration of the human cornea. Journal of Vision 2007;7:1-8.

El Hage SG, Berny F. Contribution of the crystalline lens to the spherical aberration of the eye. J Opt Soc Am A 1973;63:205-11.

Elliott DB, Yang KCH, Whitaker D. Visual acuity changes throughout adulthood in normal, healthy eyes : seeing beyond 6/6. Optom Vis Sci 1994;72(3):186-91.

Erickson P, Robboy M. Performance characteristics of a hydrophilic concentric bifocal lens. Am J Optom Phys Opt 1985;62:702-8.

Erickson P, Robboy M, Appolonio A, Jones WF. Optical design considerations for contact lens bifocals. J Am Optom Assoc 1988;59:198-202.

Escudero-Sanz I, Navarro R. Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model. J Opt Soc Am A 1999;16(8):1881-91.

Farnsworth PN, Shyne SE. Anterior zonular shifts with age. Exp Eye Res 1979;28:291-7.

Felipe A, Artigas JM, Pons AM, Buades MJ. Human contrast sensitivity in coherent Maxwellian view: effect of coherent noise and comparison with speckle. J Opt Soc Am A 1997;14:972-83.

Fernandez EJ, Vabre L, Hermann B, Unterhuber A, Pavazay B, Drexler W. Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye. Opt Express 2006;20:8900-17.

Fernández-Vega L, Alfonso JF, Baamonde B. Visual and refractive outcomes in hyperopic pseudophakic patients implanted with the Acri.LISA 366D multifocal intraocular lens. Am J Ophthalmol, 2009;148:214-20.

Fincham EF, Walton J. The reciprocal actions of accommodation and convergence. J Physiol 1957;137:488-508.

Fisher RF. The significance of the shape of the lens and capsular energy changes during accommodation. J Physiol 1969a;201:21-47.

Fisher RF. Elastic constants of the human lens capsule. J Physiol 1969b;201:1-19.

Fisher RF. The elastic constants of the human lens. J Physiol 1971;212:147-80.

Fisher RF. Presbyopia and the changes with age in the human crystalline lens. J Physiol 1973;228:765-79.

Fisher RF, Pettet BE. Presbyopia and the water content of the human crystalline lens. J Physiol 1973;234:443-7.

Fisher K, Bauman E, Schwallie J. Evaluation of Two New Soft Contact Lenses for Correction of Presbyopia: The Focus Progressives Multifocal and the Acuvue Bifocal. ICLC 2000;26(4):92-103.

Garner LF, Smith G. Changes in equivalent and gradient refractive index of the crystalline lens with accommodation. Optom Vis Sci 1997;74:114-9.

Giles MK. Aberration tolerances for visual optical systems. J Opt Soc Am 1977;67:634-43.

Gilmartin B. The aetiology of presbyopia: a summary of the role of lenticular and extralenticular structures. Ophthal Physiol Opt. 1995;15(5):431-7.

Ginsburg AP, Cannon MW. Comparison of three methods for rapid determination of threshold contrast sensitivity. Invest Ophthalmol Vis Sci 1983;24:798-802.

Ginsburg AP, Evans DW, Cannon MW, Owsley C, Mulvanny P. Large-sample norms for contrast sensitivity. Am J Optom & Physiol Optics 1984;61:80-4.

Gispets J, Arjona M, Pujol J. Image quality in wearers of a centre distance concentric design bifocal contact lens. Ophthal Physiol Opt 2002;22:221-33.

Glasser A, Campbell MCW. Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens in relation to presbyopia. Vision Res 1999;39:1991-2015.

Granger EM, Cuppery KN. An optical merit function (SQF) which correlates with subjective image judgments. Photogr Sci Eng. 1972;15(3):221-30.

Green DG, Campbell FW. Effect of focus on the visual response to a sinusoidally modulated spatial stimulus. J Opt Soc Am 1965;55:1154-7.

Green DG, Powers MK, Banks MS. Depth of focus, eye size and visual acuity. Vis Res 1980;20:827-35.

Guillon M, Maissa C, Cooper P, Girard-Claudon K, Poling T. Visual performance of a multi-zone bifocal and a progressive multifocal contact lens. CLAO J 2002;28(2):88-93.

Guirao, A. & Artal, P. Corneal wave aberration from videokeratography: accuracy and limitations of the procedure. J Opt Soc Am A 2000;17:955-65.

Guirao A, Porter J, Williams DR, Cox IG. Calculated impact of higher-order monochromatic aberrations on retinal image quality in a population of human eyes. J Opt Soc Am A 2002;19(1): 1-9.

Gullstrand A. Appendices II and IV. In: Helmholtz's Handbuch der Physiologischen Optik 1909;1:301-358,382-415.

Haig N.D., Burton G. J. Effects of wavefront aberration on visual in- strument performance, and a consequential test technique. Appl Optics 1987;26:492–500.

Hancox J, Spalton D, Heatley C. Objective measurement of intraocular lens movement and dioptric change with a focus shift accommodating intraocular lens. J Cataract Refract Surg 2006;32:1098-1103.

He JC, Sun P, Held R, Thorn F, Sun X, Gwiazda JE. Wavefront aberrations in eyes of emmetropic and moderately myopic school children and young adults. Vision Res 2002;42(8):1067-70.

Helmholtz HV. Zur Theorie der anomalen Dispersion. Annalen der Physik 1875;230(4):582-96.

Hemenger RP. Intraocular light scatter in normal visual loss with age. Appl Opt 1984;23:1972-4.

Hirsch J, Curcio CA. The spatial resolution capacity of human foveal retina. Vision Res 1989;29:1095-101.

Hofer H, Artal P, Singer B, Aragon JL, Williams DR. Dynamics of the eye's wave aberration. J Opt Soc Am A 2001;18:497-506.

Howarth PA, Zhang X, Bradley A, Still DL, Thibos LN. Does the chromatic aberration of the eye vary with age? J Opt Soc Am A 1988;5:2087-92.

Howland HC, Howland B. A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. J Opt Soc Am 1977;67:1508-18.

Ijspeert JK, de Waard PW, van den Berg TJ, de Jong PT. The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation. Vision Res 1990;30:699–707.

ITU-R Methodology for the subjective assessment of the quality of television pictures. Recommendation ITU-R BT 1974-2002;:500-6.

Jackson GR, Owsley C, McGwin G Jr. Aging and dark adaptation. Vision Res 1999;39(23):3975-82.

Jeong TM, Yoon G. Customized correction of wavefront aberrations in abnormal human eyes by using a phase plate and a customized contact lens. J Korean Phys Soc 2006;49:121-5.

Joannes L, Dubois F, Legros JC. Phase-shifting schlieren : high-resolution quantitative schlieren that uses the phase-shifting technique principle. Appl Opt 2003;42:5046-53.

Joannes L, Hough T, Hutsebaut X, Dubois X, Ligot R, Saoul B, Van Donink P, De Coninck K. The reproducibility of a new power mapping instrument based on the phase shifting schlieren method for the measurement of the spherical and toric contact lenses. Cont Lens Ant Eye 2010;33:3-8.

Jones B, Lowther GE. The effect of near zone size of a center-near zone hydrogel contact lens bifocal on visual acuity. ICLC 1989;16:87-93.

Kasthurirangan S, Glasser A. Age related changes in the characteristics of the near pupil response. Vision Res 2006;46:1393-1403.

Kawamorita T, Uozato H, Aizawa D. Optical performance in rezoom and array multifocal intraocular lenses in vitro, J Refract Surg 2009;25:467-9.

Kelly DH. Visual contrast sensitivity. Optica Acta 1977;24(2):107-29.

Kelly JE, Mihashi T, Howland HC. Compensation of corneal horizontal/vertical astigmatism, lateral coma, and spherical aberration by internal optics of the eye. Journal of Vision 2004;4:262-71.

Kooijman AC. Light distribution on the retina of a wide-angle theoretical eye. J Opt Soc Am 1983;73:1544-50.

Koretz JF, Kaufman PL, Neider MW, Goeckner PA. Accommodation and presbyopia in the human eye – aging of the anterior segment. Vision Res. 1989;29:1685-92.

Laretzaki G, Plainis S, Vrettos I, Chrisoulakis A, Pallikaris I, Bitsios P. Threat and trait anxiety affect stability of gaze fixation. Biol Psychol 2011;86:330-6.

Legge GE, Bigelow CA. Does print size matter for reading ? A review of findings from vision science and typography. J Vis 2011;11(5):8,1-22 doi:10.1167/11.5.8.

Legras R., Chateau N., Charman W.N. Assessment of Just-Noticeable Differences for Refractive Errors and Spherical Aberration Using Visual Simulation. Optom Vis Sci 2004a;81:718–728.

Legras R, Chateau N, Charman WN. A method for simulation of foveal vision during wear of corrective lenses. Optom Vis Sci 2004b;81:729-38.

Legras R, Benard Y & Rouger H. Through-focus visual performance measurements and predictions with multifocal contact lenses. Vision Res 2010;50:1185-93.

Legras R, Benard Y, Lopez-Gil N. Effect of coma and spherical aberration on depth-of-focus measured using adaptive optics and computationally blurred images. J Cataract Refract Surg 2012;38:458-69.

Legras R, Benard Y. Measurement and prediction of subjective gradations of images in presence of monochromatic aberrations. Vision Res 2013;86:52-8.

Legras R, Rio D. Tolerance to blur and visual activities and vision quality questionnaires. Invest Ophthalmol Vis Sci 2014;55:E-abstract 776.

Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wavefront sensor. J Opt Soc Am A 1994;11:1949-57.

Liang L, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. J Opt Soc Am 1997;14:2873-83.

Liou HL, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. J Opt Soc Am A 1997;14(8):1684-95.

Loewenfeld IE. The Pupil: Anatomy, Physiology and Clinical Applications. London: Butterworth–Heinemann, 1999;:295-317.

Lotmar W. Theoretical eye model with aspherics. J Opt Soc Am 1971;61:1522-9.

Lyons K, Mouroulis PZ. Effect of instrumental spherical aberration on visual image quality. J Opt Soc Am A 1996;13:193-205.

Madrid-Costa D, Ruiz-Alcocer J, García-Lázaro S, Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R. Optical power distribution of refractive and aspheric multifocal contact lenses: Effect of pupil size. Cont Lens Anter Eye 2015;38:317-21.

Marsack JD, Parker KE, Niu Y, Pesudovs K, Applegate RA. On-eye performance of custom wavefront-guided soft contact lenses in a habitual soft lens-wearing keratoconic patient. J Refract Surg 2007;23(9):960-4.

Martin JA, Roorda A. Predicting and Assessing Visual Performance with Multizone Bifocal Contact Lenses. Optom Vis Sci 2003;80:812-9.

Mastropasqua L, Toto L, Nubile M. Clinical study of the 1CU accommodating intraocular lens. J Cataract Refract Surg 2003;29:1307-12.

Maxwell WA, Lane SS, Zhou F. Performance of presbyopia-correcting intraocular lenses in distance optical bench tests, J Cataract Refract Surg 2009;35:166-71.

McLellan JS, Marcos S, Burns SA. Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. Invest Ophthalmol Vis Sci 2001;42:1390-5.

McLellan JS, Prieto PM, Marcos S, Burns SA. Effects of interactions among wave aberrations on optical image quality. Vision Res 2006;46:3009-16.

Millodot M, Sivak J. Contribution of the cornea and lens to the spherical aberration of the eye. Vision Res 1979;19:685-7.

Montés-Micó R, Alió JL, Munoz G, Perez-Santonja JJ, Charman WN. Postblink changes in total and corneal ocular aberrations. Ophthalmology 2004;111:758-67.

Montés-Micó R, Madrid-Costa D, Radhakrishnan H, Charman WN, Ferrer-Blasco T. Accommodative functions with multifocal contact lenses: a pilot study. Optom Vis Sci 2011;88:998-1004.

Montés-Micó R, Madrid-Costa D, Domínguez-Vincent A, Belda-Salmerón L, Ferrer-Blasco T. In vitro power profiles of multifocal simultaneous vision contact lenses. Cont Len Ant Eye 2014;37:162-7.

Mordi JA, Ciuffreda KJ. Static aspects of accommodation : age and presbyopia. Vis Res 1998;38:1643-53.

Morgan PB, Efron N, Woods CA. An international survey of contact lens prescribing for presbyopia. Clin Exp Optom 2011;94:87-92.

Morrell A, Whitefoot HD, Charman WN. Ocular chromatic aberration and age. Ophthal Physiol Opt 1991;11:385-90.

Mouroulis P, Woo GC. Chromatic aberration and accommodation in visual instruments. Optik (Stutggart) 1988;80:161-6.

Mouroulis P, Zhang H. Visual instrument image quality metrics and the effects of coma and astigmatism. J Opt Soc Am A 1992;9:34-42.

Navarro R, Moreno-Barriuso E, Bara S, Mancebo T. Phase plates for wave-aberration compensation in the human eye. Opt Lett 2000;25:236-8.

Niu Y, Sarver EJ, Stevenson SB, Marsack JD, Parker KE, Applegate RA. Dynamic simulation of the effect of soft toric contact lenses movement on retinal image quality. Optom Vis Sci 2008;85:230-5.

Ogle KN, Schwartz JT. Depth of focus of the human eye. 1959;49(3):273-9.

Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC. Changes in corneal wavefront aberrations with aging. Invest Ophthalmol Vis Sci 1999;40:1351-5.

Oshima S. Studies on the depth-of-focus of the eye. Jap J Ophthalmol 1958;2:63- 72.

Ossma IL, Galvis A, Vargas LG. Synchrony dual-optic accommodating intraocular lens. Part 2: pilot clinical evaluation. J Cataract Refract Surg 2007;33:47-52.

Owsley C, Sekuler R, Siemsen D. Contrast sensitivity throughout adulthood. Vision Res 1983;23:689-99.

Pardhan S, Gilchrist J. The effect of monocular defocus on binocular contrast sensitivity. Ophthal Physiol Opt 1990;10:33-6.

Pardhan S. A comparison of binocular summation in young and older patients. Curr Eye Res 1996;15(3):315-19.

Pardue MT, Sivak JG. Age-related changes in human ciliary muscle. Optom Vis Sci 2000; 77:204-10.

Pau H, Kranz J. The increasing sclerosis of the human lens with age and its relevance to accommodation and presbyopia. Graefes Arch Clin Exper Ophthalmol 1991;229:294-6.

Peli E. Contrast sensitivity function and image discrimination. J Opt Soc Am 2001;18(2):283-93.

Peli E, Lang A. Appearance of images through a multifocal intraocular lens. J Opt Soc Am (A) 2001;18:302-9.

Philip K, Martinez A, Ho A, Conrad F, Ale J, Mitchell P, Sankaridurg P. Total ocular, anterior corneal and lenticular higher order aberrations in hyperopic, myopic and emmetropic eyes. Vis Res 2012;52:31-7.

Phillips NJ, Winn B, Gilmartin B. Absence of pupil response to blur–driven accommodation. Vision Res 1992;32:1775-9.

Piers PA, Fernandez EJ, Manzanera S, Norrby S, Artal P. Adaptive optics simulation of intraocular lenses with modified spherical aberration. Invest Ophthalmol Vis Sci 2004;45:4601-10.

Piers PA, Manzanera S, Prieto PM, Gorceix N, Artal P. Use of adaptive optics to determine the optimal ocular spherical aberration. J Cataract Refract Surg 2007;33:1721-6.

Pipe DM, Rapley LJ. Ocular anatomy and histology. London : Association of dispensing opticians. 1984;109-11.

Pitts DG. The effects of aging on selected visual functions : dark adaptation, visual acuity, stereopsis and brightness contrast. In : Sekuler R, Kline D, Dismukes K, eds. Aging and Human Visual Function. New York, NY: Alan R Liss Inc 1982:131-59.

Plakitsi A, Charman WN. Comparison of the depths of focus with the naked eye and with three types of presbyopic contact lens correction. J Br Cont Lens Assoc 1995;18:119-25.

Plainis S, Pallikaris IG. Ocular monochromatic aberration statistics in a large emmetropic population. J Mod Opt 2008;55:759-72.

Plainis S, Petratou D, Giannakopoulou T, Atchison DA, Tsilimbaris MK. Binocular summation improves performance to defocus-induced blur. Invest Ophthalmol Vis Sci 2011;52:2784-9.

Plainis S, Atchison DA, Charman WN. Power profiles of multifocal contact lenses and their interpretation. Optom Vis Sci 2013a;90:1066-1077.

Plainis S, Ntzilepis G, Atchison DA, Charman WN. Through-focus performance with multifocal contact lenses: effect of binocularity, pupil diameter and inherent ocular aberrations. Opthalmic Physiol Opt 2013b;33:42-50.

Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams DR. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. J Opt Soc Am A 2001; 18: 1793-803.

Quiroga RQ, Kraskov A, Koch C, Fried I. Explicit encoding of multimodal percepts by single neurons in the human brain. Curr Biol 2009;19:1308-13.

Radhakrishnan H, Charman WN. Age-related changes in static accommodation and accommodative miosis. Ophthalmic Physiol Opt 2007;27:342-52.

Radhakrishnan A, Dorronsoro C, Sapides L, Marcos S. Short-term neural adaptation to simultaneous bifocal images. PLoS ONE 9(3):e93089. doi:10.1371/journal.pone.0093089

Rajagopalan AS, Bennett ES, Lakshminarayanan V. Visual performance of subjects wearing presbyopic contact lenses. Optom Vis Sci 2006;83:611-5.

Rayleigh, L. Diffraction. In: Encyclopedia Britannica 11th edn. Vol.8. Encyclopedia Britannica Co., New-York. 1910:245.

Rocha K, Vabre L, Chateau N, Krueger RR. Expanding depth of focus by modifying higher-order aberrations induced by an adaptive optics visual simulator. J Cataract Refract Surg 2009;35:1885-92.

Roorda A. A review of basic wavefront optics, in Wavefront customized visual correction, 2004.

Rosenfield M, Abraham-Cohen JA. Blur sensitivity in myopes. Optom Vis Sci 1999;76:303-7.

Ross JE, Clarke DD, Bron AJ. Effect of age on contrast sensitivity function: uniocular and binocular findings. Br J Ophthalmol 1985;69:51-6.

Ruiz-Alcocer J, Madrid-Costa D, Radhakrishnan H, Ferrer- Blasco T, Montés-Micó R. Changes in accommodation and ocular aberration with simultaneous vision multifocal contact lenses. Eye Contact Lens 2012;38:288-94.

Rynders M, Lidkea B, Chisholm W, Thibos LN. Statistical distribution of foveal transverse chromatic aberration, pupil centration, and angle psi in a population of young adult eyes. J Opt Soc Am (A) 1995;12:2348-57.

Sabesan R, Jeong TM, Carvalho L, Cox IG, Williams DR, Yoon G. Vision improvement by correcting higher-order aberrations with customized soft contact lenses in keratoconic eyes. Optics Letters 2007;32:1000-2.

Sakabe I, Oshika T, Lim SJ, Apple DJ. Anterior shift of zonular insertion onto the anterior surface of human crystalline lens with age. Ophthalmology 1998;105:295-9.

Salmon TO, van de Pol C. Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. J Cataract Refract Surg 2006;32:2064-74.

Sawides L, Gambra E, Pascual D, Dorronsoro C, Marcos S. Visual performance with real- life tasks under adaptive-optics ocular aberration correction. J Vis 2010;10(5):1-12.

Schaeffel F, Wilhelm H, Zrenner E. Inter-individual variability in the dynamics of natural accommodation in humans: relation to age and refractive errors. J Physiol 1993;462:301-20.

Scheiner C. Oculus Hoc Est: Fundamentum Opticum. Oeniponti (Innsbruck): Daniel Agricola, 1619;:37.

Schor CM, Ciuffreda KJ. Vergence Eye Movements: Basic and Clinical Aspects. Boston: Butterworths, 1983.

Sekiguchi N, Williams DR, Brainard DH. Efficiency in detection of isoluminant and isochromatic interference fringes. J Opt Soc Am A 1993;10:2118-33.

Smith G, Cox M, Calver R, Garner L. The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye. Vision Res 2001;15:235-43.

Snyder AW, Miller WH. Photoreceptor diameter and spacing for highest resolving power. J Opt Soc Am 1977;67:696-8.

Stakenburg M. Accommodation without pupillary constriction. Vision Res 1991;31:267-73.

Stiles WS, Crawford BH. The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points. Proc R Soc Lond B Biol Sci 1933;112:428-50.

Strenk SA, Strenk LM, Koretz JF. The mechanism of presbyopia. Prog Retin Eye Res 2005;24:379-93.

Swegmark G. Studies with impedance cyclography on human ocular accommodation at different ages. Acta Ophthalmol Scand 1969;46:1186-206.

Tamm S, Tamm E, Rohen JW. Age-related changes of the human ciliary muscle. A quantitative morphometric study. Mech Ageing Dev 1992;62:209-21.

Tankam P, Lepine T, Castignoles F, Chavel P. Optical metrology for immersed diffractive multifocal ophthalmic intracorneal lenses. J Europ Opt Soc Rap Public 2012;7:12037.

Terwee T, Weeber H, Van der Mooren M, Piers P. Visualization of the retinal image in an eye model with spherical and aspheric, diffractive, and refractive multifocal intraocular lenses, J Refract Surg 2008;24:223-32.

Thibos LN, Ye M, Zhang X, Bradley A. The chromatic eye: a new-reduced eye model of ocular chromatic aberration in humans. Appl Opt 1992; 31: 3594-600.

Thibos LN. Formation and sampling of the retinal image. In: De Valois K, ed. Seeing Handbook of Perception and Cognition. London: Academic Press. 2000a:1-54.

Thibos LN. The prospects for perfect vision. J Refract Surg 2000b;16:S540-6.

Thibos LN, Hong X, Bradley A, Cheng X. Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. J Opt Soc Am (A) 2002;19:2329-48.

Tucker J, Charman WN. The Depth-of-focus of the human eye for Snellen letters. Am J Opt Physiol Opt 1975;52(1):3-21.

United Nations Department of Economic and Social Affairs, Population Division. World Population Ageing 2009 (Document ESA/ P/WP/212). New York, NY: United Nations; 2009.

Vandermeer G, Rio D, Gicquel JJ, Pisella PJ, Legras R. Subjective through-focus quality of vision with various versions of modified monovision. Br J Ophthalmol 2015;99(7):997-1003.

Van Meeteren A. Calculations on the optical modulation transfer function of the human eye for white light. Optica Acta 1974;21:395–412.

Vargas-Martin F, Prieto PM, Artal P. Correction of the aberrations in the human eye with a liquid-crystal spatial light modulator: limits to performance. J Opt Soc Am A 1998;15:2552-62.

Verbaken JH, Johnston AW. Population norms for edge contrast sensitivity. Am J of Optometry & Physiol Opt 1986;63(9):724-32.

Vos JJ. Contribution of the fundus oculi to entoptic scatter. J Opt Soc Am 1963;53:1449- 51.

Vos JJ, Boogaard J. Contribution of the cornea to entoptic scatter. J Opt Soc Am 1963;53:869-73.

Vos JJ, Bouman MA. Contribution of the retina to entoptic scatter. J Opt Soc Am 1964;54:95-100.

Walsh G, Charman WN, Howland HC. Objective technique for the determination of monochromatic aberrations of the human eye. J Opt Soc Am A 1984;1:987-92.

Wang L, Dai E, Koch DD, Nathoo A. Optical aberrations of the human anterior cornea. J Cat and Refract Surg 2003a;29:1514-21.

Wang Y, Zhao K, Jin Y, Niu Y, Zuo T. Changes of higher order aberration with various pupil sizes in the myopic eye. J Refract Surg 2003b;19:S270-4.

Wang B, Ciuffreda KJ. Blur Discrimination of the Human Eye in the Near Retinal Periphery. Optom Vis Sci 2005;82(1):52-8.

Wang B, Ciuffreda KJ, Vasudevan B. Effect of blur adaptation on blur sensitivity in myopes. Vis Res 2006;46:3634-41.

Webster MA, Miyahara E. Contrast adaptation and the spatial structure of natural images. J Opt Soc Am A 1997;14(9):2355-66.

Webster MA, Georgeson MA, Webster SM. Neural adjustments to image blur. Nat Neurosci 2002;5(9):839-40.

Weale RA. A Biography of the Eye : Development, Growth, Age. London, Uk: H.K. Lewis 1982;:279.

Weale RA. The Senescence of Human Vision. Oxford, UK: Oxford University Press 1992.

Werner JS, Steele VA. Sensitivity of human foveal color mechanisms throughout the life span. J Opt Soc Am A Opt Image Sci.1988;5(12):2122-30.

Werner JS, Schefrin BE, Bradley A. Optics and vision of the aging eye. In : Bass M, ed. OSA Handbook of optics, vision and Vision Optics. Vol. III. New york, NY: McGraw Hill Inc 2010;:14-1-14–38.

Westheimer G, Liang J. Evaluating diffusion of light in the eye by objective means. Invest Ophthalmol Vis Sci 1994;35:2652-7.

Wilhelm H, Schaeffel F, Wilhelm B. Experimentelle und theoretische Studien die Altersabhängigkeit der Pupillennahreaktion. Klin Monatsbl Augenheilkd 1993;2043:110-6.

Williams DR. Aliasing in human foveal vision. Vision Res 1985;25:195-205.

Wilson MA, Campbell MCW. Repeatability of pupil centre location with change of pupil size (Abstract). Optom Vis Sci 1991;68(suppl):l86.

Wilson MA, Campbell MCW, Simonet P. Change of pupil centration with change of illumination and pupil size. Optom Vis Sci 1992;69:129-36.

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

Wolf-Schnurrbusch UEK, Ceklic L, Brinkmann CK, Iliev ME, Frey M, Rothenbuehler SP, Enzmann V, Wolf S. Macular thickness measurements in healthy eyes using six different optical coherence tomography instruments. Invest Ophthalmol Vis Sci 2009;50:3432-7. doi:10.1167/iovs.08-2970

Woods RL. Visual and optical performance with concentric bifocal contact lenses. (Abstract). Ophthal Physiol Opt 1991a;11:280.

Woods RL. Visual assessment of rigid concentric-design bifocal contact lenses. (Abstract). Optom Vis Sci 1991b;68(Suppl):l44.

Woods RL, Saunders JE, Port MJA. Concentric-design rigid bifocal lenses, part I: optical performance. J Br Cont Lens Assoc 1993a;16:25-36.

Woods RL, Port MJA, Saunders JE. Concentric-design rigid bifocal lenses, part II: visual performance. J Br Cont Lens Assoc 1993b;16:71-82.

Woods RL, Saunders JE, Port MJA. Concentric-design rigid bifocal lenses, part III: predicting vision from optical measurement. J Br Cont Lens Assoc 1993c;17:51-57.

Woods RL, Saunders JE, Port MJ. Optical performance of decentered bifocal contact lenses. Optom Vis Sci.1993d;70(3):171-84.

Woods RL, Colvin CR, Vera-Diaz FA, Peli E. A relationship between tolerance of blur and personality. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2010;51:6077-82.

Xu R, Bradley A, ThibosLN. Impact of primary spherical aberration, spatial frequency and Stiles Crawford apodization on wavefront determined refractive error: a computational study. Ophthalmic Physiol Opt 2013;33:444-55.

Yi F, Iskander R, Collins M. Depth of focus and visual acuity with primary and secondary spherical aberration. Vision Res 2011;51:1648-58.

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

Young G, Grey CP, Papas EB. Simultaneous vision bifocal contact lenses: a comparative assessment of the in vitro optical performance. Optom Vis Sci 1990;67:339-45.

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

Zhang X, Bradley A, Thibos LN. Experimental determination of the chromatic difference of magnification of the human eye and the location of the anterior nodal point. J Opt Soc Am A 1993;10:213-20.

Annexes

Annexe 1 : Formulaire d'information de l'étude du chapitre 4

INFORMATION

ETUDE DES PROFILS OPTIQUES : VARIATION INTERINDIVIDUELLE DE LA TOLÉRANCE AU PROFIL

Monsieur Richard LEGRAS (Maître de conférences à l'Université Paris XI) vous a proposé de participer à une recherche organisée par le CNRS.

Cette étude à pour objet la mesure de la sensibilité au flou, c'est-à-dire la gamme de distance dans laquelle vous avez une vision « acceptable ». L'objectif de cette étude est double : elle nous permettra de choisir le profil le plus approprié pour la correction en lentilles bifocales mais également de comparer les différences de sensibilité au flou entre les différents sujets participants.

Quinze sujets seront comme vous recrutés sur la base du bénévolat. Il doit être mentionné qu'une grossesse en cours ne permet pas de participer à cette étude. Une visite d'environ 2h00 sera nécessaire. Au début de la visite, une vérification de votre acuité visuelle, visant à définir si vous pouvez participer, vous sera proposée.
Ensuite, dans la mesure où vous pouvez participer à cette étude (si votre acuité corrigée est supérieure ou égale à 10/10), les défauts de vos yeux seront mesurés. De la même façon, la taille de vos pupilles, les valeurs de vos corrections optiques habituelles et objectives seront mesurées. Ensuite, un questionnaire visant à établir vos habitudes visuelles vous sera proposé. Des mesures de votre sensibilité au flou seront alors effectuées. Des images seront présentées sur un écran d'ordinateur situé au loin, et votre tâche consistera à indiquer quelle note vous souhaitez attribuer à chaque image.

Les risques prévisibles associés à l'utilisation de ce dispositif sont mineurs. Les complications possibles liées à la participation à cette étude sont semblables à celles généralement associées à la visualisation d'un écran d'ordinateur, qui peuvent se résumer par une légère sensation d'inconfort passagère pouvant être associée à une diminution du rythme de votre clignement. Si cela devient trop désagréable, vous pourrez à tout moment arrêter définitivement ou temporairement la prise des mesures. L'investigateur principal vous a proposé de vous donner, si vous le souhaitiez, des explications détaillées sur ce problème éventuel.

Dans le cadre de cette étude, un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre d'analyser les résultats de la recherche au regard de l'objectif de cette dernière qui vous a été présenté.
A cette fin, les données médicales vous concernant et les données relatives à vos habitudes de vie, seront traitées par l'investigateur principal. Ces données seront identifiées par une lettre, un numéro de code, les trois premières lettres de votre nom et les deux premières de votre prénom.

Conformément aux dispositions relatives à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification. Vous disposez également d'un droit d'opposition à la transmission des données couvertes par le secret professionnel susceptibles d'être utilisées dans le cadre de cette recherche et d'être traitées.

Vous pouvez également accéder directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de votre choix à l'ensemble de vos données médicales en application des dispositions de l'article L1111-7 du Code de la Santé Publique.
Ces droits s'exercent auprès de votre investigateur qui vous suit dans le cadre de la recherche et qui connaît votre identité.
Les résultats globaux de cette étude seront accessibles en s'adressant à l'investigateur principal.

Annexe 2 : Formulaire de consentement de l'étude du chapitre 4

CONSENTEMENT DE PARTICIPATION

(un exemplaire cosigné doit être remis à la personne qui participe)

Je soussigné(e) : .....
……

déclare accepter participer à la recherche biomédicale intitulée :

ÉTUDE DES PROFILS OPTIQUES : VARIATION INTERINDIVIDUELLE DE LA TOLÉRANCE AU PROFIL

organisée par Monsieur Richard LEGRAS dans les conditions précisées ci-dessous :

J'ai reçu et j'ai bien compris les informations contenues dans la notice d'information qui m'a été remise.

Il m'a été précisé que :

je suis libre d'accepter ou de refuser ainsi que d'arrêter à tout moment ma participation.

Les données qui me concernent resteront strictement confidentielles. Je n'autorise leur consultation que par des personnes qui collaborent avec Monsieur Richard LEGRAS et, éventuellement, un représentant des autorités de santé. Je pourrai à tout moment demander des informations à Monsieur Richard LEGRAS (tél : 0169352155) et je pourrai exercer mon droit d'accès, de rectification ou d'opposition.

La publication des résultats de la recherche ne comportera aucun résultat individuel identifiant.

Je peux être tenu au courant des résultats globaux de la recherche en m'adressant à Monsieur Richard LEGRAS.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Fait à .....,
le .....

Nom et signature de l'investigateur *Signature du sujet*

Annexe 3 : Formulaire d'information de l'étude du chapitre 5

INFORMATION

ETUDE DES PROFILS OPTIQUES : EFFET DU NOMBRE DE ZONES SUR LA QUALITE VISUELLE D'UNE OPTIQUE BIFOCALE

Monsieur Richard LEGRAS (Maître de conférences à l'Université Paris XI) vous a proposé de participer à une recherche organisée par le CNRS.

Cette étude à pour objet la mesure de la qualité visuelle donnée par différentes optiques bifocales. L'objectif de cette étude est double : elle nous permettra de choisir le profil le plus approprié pour la correction en lentilles bifocales mais également de comparer les différences de sensibilité entre les différents sujets participants.

Vingt sujets seront comme vous recrutés sur la base du bénévolat. Il doit être mentionné qu'une grossesse en cours ne permet pas de participer à cette étude. Une visite d'environ 2h00 sera nécessaire. Au début de la visite, une vérification de votre acuité visuelle, visant à définir si vous pouvez participer, vous sera proposée.
Ensuite, dans la mesure où vous pouvez participer à cette étude (si votre acuité corrigée est supérieure ou égale à 10/10), les défauts de vos yeux seront mesurés. De la même façon, la taille de vos pupilles, les valeurs de vos corrections optiques habituelles et objectives seront mesurées. Ensuite, un questionnaire visant à établir vos habitudes visuelles vous sera proposé. Des mesures de votre sensibilité au flou seront alors effectuées. Des images seront présentées sur un écran d'ordinateur situé au loin, et votre tâche consistera à indiquer quelle note vous souhaitez attribuer à chaque image.

Les risques prévisibles associés à l'utilisation de ce dispositif sont mineurs. Les complications possibles liées à la participation à cette étude sont semblables à celles généralement associées à la visualisation d'un écran d'ordinateur, qui peuvent se résumer par une légère sensation d'inconfort passagère pouvant être associée à une diminution du rythme de votre clignement. Si cela devient trop désagréable, vous pourrez à tout moment arrêter définitivement ou temporairement la prise des mesures. L'investigateur principal vous a proposé de vous donner, si vous le souhaitiez, des explications détaillées sur ce problème éventuel.

Dans le cadre de cette étude, un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre d'analyser les résultats de la recherche au regard de l'objectif de cette dernière qui vous a été présenté.
A cette fin, les données médicales vous concernant et les données relatives à vos habitudes de vie, seront traitées par l'investigateur principal. Ces données seront identifiées par une lettre, un numéro de code, les trois premières lettres de votre nom et les deux premières de votre prénom.

Conformément aux dispositions relatives à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification. Vous disposez également d'un droit d'opposition à la transmission des données couvertes par le secret professionnel susceptibles d'être utilisées dans le cadre de cette recherche et d'être traitées.

Vous pouvez également accéder directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de votre choix à l'ensemble de vos données médicales en application des dispositions de l'article L1111-7 du Code de la Santé Publique.
Ces droits s'exercent auprès de votre investigateur qui vous suit dans le cadre de la recherche et qui connaît votre identité.
Les résultats globaux de cette étude seront accessibles en s'adressant à l'investigateur principal.

Annexe 4 : Formulaire de consentement de l'étude du chapitre 5

CONSENTEMENT DE PARTICIPATION

(un exemplaire cosigné doit être remis à la personne qui participe)

Je soussigné(e) : .....
……

déclare accepter participer à la recherche biomédicale intitulée :

ÉTUDE DES PROFILS OPTIQUES : EFFET DU NOMBRE DE ZONES SUR LA QUALITE VISUELLE D'UNE OPTIQUE BIFOCALE

organisée par Monsieur Richard LEGRAS dans les conditions précisées ci-dessous :

J'ai reçu et j'ai bien compris les informations contenues dans la notice d'information qui m'a été remise.

Il m'a été précisé que :

je suis libre d'accepter ou de refuser ainsi que d'arrêter à tout moment ma participation.

Les données qui me concernent resteront strictement confidentielles. Je n'autorise leur consultation que par des personnes qui collaborent avec Monsieur Richard LEGRAS et, éventuellement, un représentant des autorités de santé. Je pourrai à tout moment demander des informations à Monsieur Richard LEGRAS (tél : 0169352155) et je pourrai exercer mon droit d'accès, de rectification ou d'opposition.

La publication des résultats de la recherche ne comportera aucun résultat individuel identifiant.

Je peux être tenu au courant des résultats globaux de la recherche en m'adressant à Monsieur Richard LEGRAS.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Fait à ....……....,
le ....……

Nom et signature de l'investigateur *Signature du sujet*

Annexe 5 : Formulaire d'information de l'étude du chapitre 6

INFORMATION

ETUDE DES PROFILS OPTIQUES : IMPACT DE PLUSIEURS FACTEURS SUR UNE OPTIQUE BIFOCALE

Monsieur Richard LEGRAS (Maître de conférences à l'Université Paris XI) vous a proposé de participer à une recherche organisée par le CNRS.

Cette étude à pour objet d'étudier l'influence de plusieurs facteurs comme le décentrement de la lentille, les aberrations de votre œil, l'âge et le diamètre pupillaire sur une lentille bifocale. L'objectif principal de cette étude est de voir à quel point ces paramètres vont impacter les performances visuelles.

Trente sujets seront comme vous recrutés sur la base du bénévolat. Il doit être mentionné qu'une grossesse en cours ne permet pas de participer à cette étude. Une visite d'environ 3h00 sera nécessaire. Au début de la visite, une vérification de votre acuité visuelle, visant à définir si vous pouvez participer, vous sera proposée.
Ensuite, dans la mesure où vous pouvez participer à cette étude (si votre acuité corrigée est supérieure ou égale à 10/10), les défauts de vos yeux seront mesurés et des mesures de votre tolérance au flou seront effectuées. Des images seront présentées sur un écran d'ordinateur situé au loin, et votre tâche consistera à indiquer quelle note vous souhaitez attribuer à chaque image.

Les risques prévisibles associés à l'utilisation de ce dispositif sont mineurs. Les complications possibles liées à la participation à cette étude sont semblables à celles généralement associées à la visualisation d'un écran d'ordinateur, qui peuvent se résumer par une légère sensation d'inconfort passagère pouvant être associée à une diminution du rythme de votre clignement. Si cela devient trop désagréable, vous pourrez à tout moment arrêter définitivement ou temporairement la prise des mesures. L'investigateur principal vous a proposé de vous donner, si vous le souhaitiez, des explications détaillées sur ce problème éventuel.

Dans le cadre de cette étude, un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre d'analyser les résultats de la recherche au regard de l'objectif de cette dernière qui vous a été présenté.
A cette fin, les données médicales vous concernant et les données relatives à vos habitudes de vie, seront traitées par l'investigateur principal.

Conformément aux dispositions relatives à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification. Vous disposez également d'un droit d'opposition à la transmission des données couvertes par le secret professionnel susceptibles d'être utilisées dans le cadre de cette recherche et d'être traitées.

Vous pouvez également accéder directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de votre choix à l'ensemble de vos données médicales en application des dispositions de l'article L1111-7 du Code de la Santé Publique.
Ces droits s'exercent auprès de votre investigateur qui vous suit dans le cadre de la recherche et qui connaît votre identité.
Les résultats globaux de cette étude seront accessibles en s'adressant à l'investigateur principal.

Annexe 6 : Formulaire de consentement de l'étude du chapitre 6

CONSENTEMENT DE PARTICIPATION

(un exemplaire cosigné doit être remis à la personne qui participe)

Je soussigné(e) : .....
……

déclare accepter participer à la recherche biomédicale intitulée :

ÉTUDE DES PROFILS OPTIQUES : IMPACT DE PLUSIEURS FACTEURS SUR UNE OPTIQUE BIFOCALE

organisée par Monsieur Richard LEGRAS dans les conditions précisées ci-dessous :

J'ai reçu et j'ai bien compris les informations contenues dans la notice d'information qui m'a été remise.

Il m'a été précisé que :

je suis libre d'accepter ou de refuser ainsi que d'arrêter à tout moment ma participation.

Les données qui me concernent resteront strictement confidentielles. Je n'autorise leur consultation que par des personnes qui collaborent avec Monsieur Richard LEGRAS et, éventuellement, un représentant des autorités de santé. Je pourrai à tout moment demander des informations à Monsieur Richard LEGRAS (tél : 0169352155) et je pourrai exercer mon droit d'accès, de rectification ou d'opposition.

La publication des résultats de la recherche ne comportera aucun résultat individuel identifiant.

Je peux être tenu au courant des résultats globaux de la recherche en m'adressant à Monsieur Richard LEGRAS.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Fait à .....,
Le .....

Nom et signature de l'investigateur *Signature du sujet*

Annexe 7 : Formulaire d'information de l'étude du chapitre 7

INFORMATION

ETUDE DES PROFILS OPTIQUES : OPTIMISATION D'UNE OPTIQUE BIFOCALE

Monsieur Richard LEGRAS (Maître de conférences à l'Université Paris XI) vous a proposé de participer à une recherche organisée par le CNRS.

Cette étude à pour objet l'optimisation d'une optique bifocale. L'objectif de cette étude étant de trouver le profil optique le plus approprié pour optimiser la vision du presbyte.

Vingt sujets seront comme vous recrutés sur la base du bénévolat. Il doit être mentionné qu'une grossesse en cours ne permet pas de participer à cette étude. Une visite d'environ 2h30 sera nécessaire. Au début de la visite, une vérification de votre acuité visuelle, visant à définir si vous pouvez participer, vous sera proposée.
Ensuite, dans la mesure où vous pouvez participer à cette étude (si votre acuité corrigée est supérieure ou égale à 10/10), les défauts de vos yeux seront mesurés. De la même façon, la taille de vos pupilles, les valeurs de vos corrections optiques habituelles et objectives seront mesurées. Des mesures de votre sensibilité au flou seront alors effectuées. Des images seront présentées sur un écran d'ordinateur situé au loin, et votre tâche consistera à indiquer quelle note vous souhaitez attribuer à chaque image.

Les risques prévisibles associés à l'utilisation de ce dispositif sont mineurs. Les complications possibles liées à la participation à cette étude sont semblables à celles généralement associées à la visualisation d'un écran d'ordinateur, qui peuvent se résumer par une légère sensation d'inconfort passagère pouvant être associée à une diminution du rythme de votre clignement. Si cela devient trop désagréable, vous pourrez à tout moment arrêter définitivement ou temporairement la prise des mesures. L'investigateur principal vous a proposé de vous donner, si vous le souhaitiez, des explications détaillées sur ce problème éventuel.

Dans le cadre de cette étude, un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre d'analyser les résultats de la recherche au regard de l'objectif de cette dernière qui vous a été présenté.
A cette fin, les données médicales vous concernant et les données relatives à vos habitudes de vie, seront traitées par l'investigateur principal.

Conformément aux dispositions relatives à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification. Vous disposez également d'un droit d'opposition à la transmission des données couvertes par le secret professionnel susceptibles d'être utilisées dans le cadre de cette recherche et d'être traitées.

Vous pouvez également accéder directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de votre choix à l'ensemble de vos données médicales en application des dispositions de l'article L1111-7 du Code de la Santé Publique.
Ces droits s'exercent auprès de votre investigateur qui vous suit dans le cadre de la recherche et qui connaît votre identité.

Les résultats globaux de cette étude seront accessibles en s'adressant à l'investigateur principal.

Annexe 8 : Formulaire de consentement de l'étude du chapitre 7

CONSENTEMENT DE PARTICIPATION

(un exemplaire cosigné doit être remis à la personne qui participe)

Je soussigné(e) : .....
……

déclare accepter participer à la recherche biomédicale intitulée :

ÉTUDE DES PROFILS OPTIQUES : OPTIMISATION D'UNE OPTIQUE BIFOCALE

organisée par Monsieur Richard LEGRAS dans les conditions précisées ci-dessous :

J'ai reçu et j'ai bien compris les informations contenues dans la notice d'information qui m'a été remise.

Il m'a été précisé que :

je suis libre d'accepter ou de refuser ainsi que d'arrêter à tout moment ma participation.

Les données qui me concernent resteront strictement confidentielles. Je n'autorise leur consultation que par des personnes qui collaborent avec Monsieur Richard LEGRAS et, éventuellement, un représentant des autorités de santé. Je pourrai à tout moment demander des informations à Monsieur Richard LEGRAS (tél : 0169352155) et je pourrai exercer mon droit d'accès, de rectification ou d'opposition.

La publication des résultats de la recherche ne comportera aucun résultat individuel identifiant.

Je peux être tenu au courant des résultats globaux de la recherche en m'adressant à Monsieur Richard LEGRAS.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Fait à .....,
le .....

Nom et signature de l'investigateur *Signature du sujet*

université PARIS-SACLAY
ÉCOLE DOCTORALE
Ondes et Matière
(EDOM)

Titre : Optimisation des optiques bifocales destinées à la correction de la presbytie

Mots clés : Presbytie ; Optique bifocale ; Lentilles de contact ; Qualité visuelle ; Simulation numérique

Résumé : Dans un contexte de vieillissement de la population, et donc d'augmentation du nombre de presbytes, l'amélioration des optiques destinées à la correction de ce défaut visuel est un enjeu crucial. Nous avons cherché à optimiser le design des optiques bifocales, qui ne présentent que deux puissances différentes: une pour la vision de loin et une pour la vision de près.
Pour cela, nous avons simulé des images telles qu'elles seraient vues à travers nos designs, et les avons fait noter par des sujets.
La première étude s'est penchée sur le ratio d'aire optimisant la vision au loin comme au près. Les meilleurs résultats ont été obtenus pour un ratio de 40% de vision de près au centre, même si des valeurs de 20 à 50% étaient satisfaisantes. Cependant, ces optiques à deux zones concentriques ont un défaut : elles sont très sensibles au changement de diamètre pupillaire, qui est très fréquent. Un changement de taille de pupille entrainant une modification du ratio d'aires, la solution consiste à utiliser plusieurs zones concentriques alternant entre correction de loin et de près.
La seconde étude s'est focalisée sur l'optimisation du nombre de zones concentriques dans ces optiques bifocales par la même méthode. Lorsque le nombre de zones est augmenté suffisamment, des interférences permettent d'augmenter également la qualité de vision intermédiaire, nos profils étant disposés comme des réseaux de Fresnel. Les profils à 5 zones permettent une bonne vision de loin et de près en redonnant une légère vision intermédiaire, et les profils à 8 zones donnent une qualité de vision similaire au loin, en intermédiaire et au près.
Ces profils ont ensuite été évalués dans des conditions plus réalistes, en présence d'aberrations, de décentrement, de différents diamètres pupillaires par deux population d'âge différent. L'âge des sujets n'influence pas leur évaluation des optiques. Les aberrations ont plus d'impact sur la qualité visuelle que le décentrement. Le diamètre pupillaire a une influence plus forte sur les profils possédant moins de zones.
Enfin, nous avons comparé nos profils optimisés avec des lentilles de contact disponibles sur le marché. Du point de vue de la qualité visuelle comme de la profondeur de champ, nos profils étaient meilleurs que les lentilles du marché. Il serait donc intéressant d'en créer des prototypes pour effectuer des tests au porté. Les designs développés dans cette thèse pourraient servir à effectuer une personnalisation de la correction optique des presbytes. Différents designs pourraient être proposés pour chaque oeil, permettant de combiner deux profils par sujets.
De nombreuses variations inter-individuelles, également observées dans les études précédentes, restent toujours imprévisibles. Elles pourraient être dues à des différences de sensibilité au contraste ou de tolérance au flou. Il serait donc intéressant de développer un test optométrique, consistant à faire évaluer des images floues par le sujet, de façon à prédire s'il s'agit d'un bon candidat au port de lentilles bifocales.

Université Paris-Saclay
Espace Technologique / Immeuble Discovery
Route de l'Orme aux Merisiers RD 128 / 91190 Saint-Aubin, France

université PARIS-SACLAY

ÉCOLE DOCTORALE
Ondes et Matière
(EDOM)

Title : Optimization of bifocal optics used to compensate for presbyopia

Keywords : Presbyopia ; Bifocal optics ; Contact lenses ; Visual quality ; Numerical simulation

Abstract : Giving the aging of the population, and therefore the augmentation of presbyopes, the improvement of optics used to compensate for this visual impairment are at stake. We optimized bifocal optics designs, which only have two powers: one dedicated to distance vision and one dedicated to near vision.
For this, we simulated images as they would appear through our designed optics, and asked subjects to grade the quality of these simulated images.
First study dealt with the ratio of area optimizing visual quality at distance and at near. The best results were obtained for a ratio of 40% of central near vision, even if values from 20 to 50% gave quite comparable satisfying results. However, these 2 zone optics have a drawback they are very sensitive to the change of pupil diameter, which happens very often. A change in pupil size leads to a change of ratio of areas, the solution consists in using several concentric zones alternating between distance and near correction.
The second study was about the optimization of the number of concentric zones in these bifocal optics using the same method. When the number of zones is increased enough, interferences allow to improve intermediate visual quality, as our profiles are built as Fresnel networks. Five zone profiles give a good distance and near vision with a little intermediate vision, and 8 zone profiles give an acceptable quality of vision from far to near.
These profiles were evaluated in more realistic conditions, in presence of aberrations, decentration and different pupil diameters by two populations with different age. The age of subjects did not influence their evaluation of the optics. Aberrations had more impact on visual quality than decentration. Pupil diameter had a a stronger influence on the optics with less number of zones.
Eventually, we compared our optimized profiles with actual contact lenses available on the market. When looking at visual quality and depth-of-focus, our profiles were better than the ones available on the market. Therefore, it would be interesting to make prototypes to try them on real subjects. The designs developed in this work could be used to personalize presbyopes optical compensation. Different designs could be tried on each eye, allowing to combine two profiles per subject.
A lot of inter-individual variations, also observed in previous studies, remain unpredictable. They could be linked to differences in contrast sensitivity or tolerance to blur. It would be interesting to create a visual test consisting in evaluating blurred images, in order to predict of a subject is a good candidate to fit with bifocal optics.

Université Paris-Saclay
Espace Technologique / Immeuble Discovery
Route de l'Orme aux Merisiers RD 128 / 91190 Saint-Aubin, France